
In-vitro-Untersuchung zu Zirkonoxidkronen mit reduzierter Schichtstärke

Florian Absmaier



München 2014

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Ludwigs-
Maximilians-Universität München
Direktor: Professor Dr. Dr. h.c. Wolfgang Gernet

**In-vitro-Untersuchung zu Zirkonoxidkronen
mit reduzierter Schichtstärke**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Florian Absmaier

aus

München

2014

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Priv. Doz. Dr. Florian Beuer

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. Ekaterini Paschos
Prof. Dr. Karin C. Huth

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. Kurt-Jürgen Erdelt

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Maximilian
Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 01.08.2014

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
2. Literaturübersicht	3
2.1 Definition der Dentalkeramik	3
2.2 Historische Entwicklung der dentalkeramischen Werkstoffe und der vollkeramischen Systeme	4
2.3 Dentalkeramische Systeme	7
2.3.1 Silikat- und Glaskeramiken	8
2.3.1.a Leuzitverstärkte Keramiken	11
2.3.1.b Lithiumdisilikatkeramiken	12
2.3.2 Infiltrationskeramiken	14
2.3.2.a Aluminiumoxidverstärkte Keramik: In-Ceram-Alumina	14
2.3.2.b Spinellkeramik	15
2.3.2.c Zirkoniumdioxidverstärkte Aluminiumoxidkeramik: In-Ceram-Zirconia	16
2.3.3 Oxidkeramiken	16
2.3.3.a Aluminiumoxidkeramik	17
2.3.3.b Zirkoniumdioxidkeramik	18
2.4 Problematiken der vollkeramischen Restaurationen	21
2.4.1 Definition Chipping	22
2.4.2 Ursachen und Faktoren des Chippings	22
2.4.3 Problematik der Schichtstärken	25
2.5 Lösungsansätze durch neue Systeme	26
2.5.1 Sinterverbundtechnik (CAD-ON Technik)	26
2.5.2 Vollanatomische Zirkoniumdioxidrestaurationen	30
2.6 Testverfahren und Parameter	32
2.6.1 Kausimulation	32
2.6.2 Abrasionsmessung und Oberflächenstruktur	33
2.6.3 Transluzenzmessung	33
2.6.4 Bruchfestigkeitsbestimmung von Keramiken	34
3. Material und Methode	35
3.1 Übersicht	35

3.2 Probestümpfe	36
3.3 Herstellung der handverblendeten Vollkeramik-kronen	37
3.3.1 Herstellung der Gerüste der handverblendeten Vollkeramik-kronen (Gruppe 1 Kontrollgruppe)	37
3.3.2 Zirluna Zirkoniumdioxidkeramik	37
3.3.3 Verblendung der handverblendeten Vollkeramik-kronen	38
3.4 Herstellung der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen	40
3.5 Herstellung der Sinterverbundkronen	41
3.5.1 Schleifmaschine	41
3.5.2 Herstellung der Gerüste der Sinterverbundkronen mittels CAD/CAM	42
3.5.3 Herstellung des Überwurfes der Sinterverbundkronen mittels CAD/CAM	46
3.5.4 Fügung der Sinterverbundkronen	48
3.5.5 Glanzbrand der Sinterverbundkronen	51
3.6 Rasterelektronenmikroskop-aufnahmen der Proben	52
3.7 Transluzenzmessung der Proben	54
3.8 Oberflächenscan der Proben und der Antagonisten vor künstlicher Alterung im Kausimulator	56
3.9 Zementieren der Kronen auf den Prüfkörpern	58
3.10 Künstliche Alterung im Kausimulator	59
3.11 Lichtmikroskopische Untersuchung der Proben nach Kausimulation	61
3.12 Oberflächenscan der Proben und der Antagonisten nach künstlicher Alterung im Kausimulator	62
3.13 Auswertung der Oberflächenscans vor und nach Kausimulation mittels Match 3D	62
3.14 Bruchlastversuch	63
4. Ergebnisse	65
4.1 Statistische Auswertung	65
4.2 Ergebnisse aus der Transluzenzmessung	65
4.2.1 Darstellung der Transluzenzwerte der handverblendeten Vollkeramik- kronen (Kontrollgruppe 1) mit der Schichtstärke 1,3 mm	65
4.2.2 Darstellung der Transluzenzwerte der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit der Schichtstärke 0,5 mm	66
4.2.3 Darstellung der Transluzenzwerte der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit der Schichtstärke 1,0 mm	66

4.2.4 Darstellung der Transluzenzwerte der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 0,8 mm	67
4.2.5 Darstellung der Transluzenzwerte der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 1,3 mm	68
4.2.6 Statistische Auswertung der Transluzenzwerte	68
4.3 Ergebnisse aus der Kausimulation (Kronen und Antagonisten)	71
4.3.1 Darstellung der Abrasionswerte der handverblendeten Vollkeramik- kronen (Kontrollgruppe 1) mit der Schichtstärke 1,3 mm	72
4.3.2 Darstellung der Abrasionswerte der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit der Schichtstärke 0,5 mm	73
4.3.3 Darstellung der Abrasionswerte der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit der Schichtstärke 1,0 mm	74
4.3.4 Darstellung der Abrasionswerte der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 0,8 mm	75
4.3.5 Darstellung der Abrasionswerte der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 1,3 mm	76
4.3.6 Statistische Auswertung der Abrasionswerte (Kronen)	77
4.3.7 Darstellung der Abrasionswerte der Antagonisten der handverblendeten Vollkeramik- kronen (Kontrollgruppe 1) mit der Schichtstärke 1,3 mm	80
4.3.8 Darstellung der Abrasionswerte der Antagonisten der voll-anatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit der Schichtstärke 0,5 mm	81
4.3.9 Darstellung der Abrasionswerte der Antagonisten der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit der Schichtstärke 1,0 mm	82
4.3.10 Darstellung der Abrasionswerte der Antagonisten der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 0,8 mm	83
4.3.11 Darstellung der Abrasionswerte der Antagonisten der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 1,3 mm	84
4.3.12 Statistische Auswertung der Abrasionswerte (Antagonisten)	85
4.4 Ergebnisse aus dem Bruchlastversuch	87
4.4.1 Darstellung der Bruchlastwerte der handverblendeten Vollkeramik- kronen (Kontrollgruppe 1) mit der Schichtstärke 1,3 mm	87
4.4.2 Darstellung der Bruchlastwerte der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit der Schichtstärke 0,5 mm	88

4.4.3 Darstellung der Bruchlastwerte der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit der Schichtstärke 1,0 mm	89
4.4.4 Darstellung der Bruchlastwerte der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 0,8 mm	90
4.4.5 Darstellung der Bruchlastwerte der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 1,3 mm	91
4.4.6 Statistische Auswertung der Bruchlastwerte	92
4.5 Auswertung der Rasterelektronenmikroskopaufnahmen	95
4.5.1 Auswertung der Aufnahmen aus der Gruppe 1 der handverblendeten Vollkeramikronen (1,3 mm) vor und nach künstlicher Alterung	95
4.5.2 Auswertung der Aufnahmen aus den Gruppen 2 und 3 der voll- anatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen (0,5 mm und 1,0 mm) vor und nach künstlicher Alterung	97
4.5.3 Auswertung der Aufnahmen aus den Gruppen 4 und 5 der Sinterver- bundkronen (0,8 mm und 1,3 mm) vor und nach künstlicher Alterung	98
4.5.4 Vergleich der Rasterelektronenmikroskopaufnahmen zwischen den Gruppen	99
5. Diskussion	101
5.1 Hochleistungskeramiken (vollanatomische monolithische Restaurationen, Sinterverbundrestaurationen)	101
5.2 Material und Methode	101
5.2.1 Herstellung der vollkeramischen Kronen	101
5.2.2 Transluzenzmessung	104
5.2.3 Kausimulation und Abrasionsmessung	105
5.2.4 Bruchlastversuch	107
5.3 Ergebnisse	108
5.3.1 Vergleich der Transluzenzwerte	108
5.3.2 Vergleich der Abrasionswerte	110
5.3.3 Vergleich der Bruchlastwerte	112
5.4 Einfluss der Schichtstärken	115
5.5 Problematik des "Chippings" und Lösungsansätze	116
5.6 Schlussfolgerung für die Praxis	117
6. Zusammenfassung	119
7. Literaturverzeichnis	120

1. Einleitung

In einem Jahrhundert, in dem sich ein sehr ausgeprägtes ästhetisches Bewusstsein und ein Verlangen nach jugendlichem Aussehen etabliert haben, sind dentalkeramische Werkstoffe aus der modernen Zahnmedizin nicht mehr wegzudenken. Bereits Ende des 19. Jahrhunderts wurden erste Versuche gestartet, Dentalkeramiken in der Zahnheilkunde einzuführen. Mit dem technologischen Fortschritt und neuen Fertigungsverfahren wurden die Materialien ständig weiterentwickelt und somit der Anwendungsbereich von kleinen Restaurationen auf umfangreiche Versorgungen ausgedehnt.

Durch die verbesserten Materialeigenschaften, die ästhetischen Vorteile und vor dem Hintergrund der Biokompatibilität wird die lange als Goldstandard geltende Metallkeramikverbblendkrone in jüngster Zeit immer mehr von den vollkeramischen Restaurationen abgelöst. Neben den Vorteilen für den Patienten durch die bessere Ästhetik und die gute Biokompatibilität haben die Entwicklung der maschinellen CAD/CAM Herstellungsverfahren und der immer weiter ansteigende Goldpreis dazu geführt, dass Vollkeramikronen auch unter wirtschaftlichen Aspekten immer interessanter werden. Die anfänglichen Probleme der Passung von CAD/CAM gefertigten Kronen und Brücken wurden durch die Weiterentwicklung der Software und der Herstellungsverfahren behoben und sind heute mit der von Goldkronen vergleichbar.

Unter dem Gesichtspunkt der aktuell gelehrten minimalinvasiven Vorgehensweise, dem Wunsch nach ästhetisch grazilen Restaurationen auch bei schwierigen Platzverhältnissen, der Problematik des "Chippings" und dem Gedanken der besseren adhäsiven Befestigungsmöglichkeiten im Schmelzbereich, entwickelte sich der Ansatz, neue Methoden der Vollkeramik zu testen und deren Schichtstärken zu reduzieren. Für die aktuell viel diskutierte Problematik des so genannten "Chippings" sollen in der folgenden Arbeit durch vollanatomische monolithische Zirkoniumdioxidkronen und Sinterverbundkronen Lösungsansätze aufgezeigt werden. Ziel dieser In-vitro-Untersuchung war es, fünf Gruppen verschiedener Vollkeramiksysteme mit unterschiedlichen Schichtstärken auf ihr Abrasionsverhalten nach künstlicher Alterung im Kausimulator, auf ihre Brucheigenschaften und bezüglich ihres Transluzenzverhaltens zu testen und zu vergleichen. Gruppe 1 stellte eine Kontrollgruppe handverblendeter Vollkeramikronen mit normaler Schichtstärke dar. Diese wurde mit zwei Gruppen unterschiedlicher Schichtstärken aus CAD/CAM gefertigten vollanatomischen monolithischen Zirkoniumdioxidkronen (Zirluna, Ztm. Volker Scharl, ACF, Amberg) und zwei Gruppen unterschiedlicher Schichtstärken mittels Sinterverbundtechnik (CAD-on-Technik, Arbeitsgruppe Vollkeramik,

Abteilung für zahnärztliche Prothetik, LMU-München) hergestellten Kronen verglichen und bezüglich ihrer Eignung für den alltäglichen Einsatz in der zahnärztlichen Praxis untersucht.

2. Literaturübersicht

2.1 Definition der Dentalkeramik

Aus geschichtlichen Gründen ist es nachzuvollziehen, dass die Dentalkeramik gerne mit dem Porzellan in Verbindung gebracht wird. Auch in der Zusammensetzung sind sich die beiden Werkstoffe ähnlich, da beide aus den Hauptbestandteilen Feldspat, Quarz und Kaolin bestehen. Hier endet allerdings auch die Ähnlichkeit. Die heutigen Dentalkeramiken sind soweit in ihrer chemischen Zusammensetzung verändert worden, dass sie sich grundsätzlich von der des Porzellans unterscheiden und eher der Zusammensetzung der Gläser ähneln.[1, 2] Wie in Tabelle 1 zu erkennen ist, stellt der Feldspat den Hauptbestandteil der dentalkeramischen Massen dar. Kaolin ist fast nicht mehr vorhanden. Im Gegensatz dazu ist Kaolin der Hauptbestandteil von Porzellan. Somit ist die frühere Bezeichnung der Keramikkrone als "Porzellan-krone" nicht mehr korrekt.[3]

Hauptbestandteile	Dentalkeramik	Porzellan
Feldspat	60-80 m%	20-30 m%
Quarz	15-25 m%	20-25 m%
Kaolin	0 -5 m%	40-60 m%

Tab. 1: Zusammensetzung von Dentalkeramik und Porzellan [3]

Sehr allgemein wird die Dentalkeramik als nichtmetallische anorganische Verbindung bezeichnet. Diese sehr allgemeine und oberflächliche Beschreibung ist notwendig, da sich die ständig weiterentwickelten neueren Dentalkeramiken in ihrer Struktur und ihrer Zusammensetzung vielfach unterscheiden. Strukturell handelt es sich bei den Dentalkeramiken um ein teilkristallines Gefüge, welches aus einer amorphen Glasphase und einer kristallinen Phase besteht. Somit handelt es sich um eine Zwischenstufe aus Glas und Keramik. Dieses Gefüge kann durch verschiedene Zusätze wie z.B. Oxide deutlich verändert werden und weist je nach Zusammensetzung sehr unterschiedliche physikalische Eigenschaften auf. Wichtige Parameter wie Festigkeit, Transparenz, Schrumpfung und Viskosität können damit verändert und gesteuert werden.[1-4]

Grundsätzlich unterscheidet man nach der Zusammensetzung und ihrer Eigenschaften drei Gruppen von Dentalkeramiken: die Glas- bzw. Silikatkeramiken, die Oxidkeramiken und die Zwischengruppe der glasinfiltrierten Oxidkeramiken. Alle drei haben verschiedene Unter-

gruppen, auf welche in den folgenden Kapiteln noch genauer eingegangen wird. Eine weitere Einteilungsmöglichkeit, die ebenfalls noch näher dargestellt wird, ist die nach Herstellungsmechanismus (Sintern, Pressen, Gießen, Fräsen). Der große Vorteil moderner Vollkeramiksyste-me im Vergleich zu herkömmlichen Metallkeramikrestaurationen liegt im Bereich der verbesserten Ästhetik und Biokompatibilität.[3, 4] Die Vielfalt an verschiedenen Eigenschaften der unterschiedlichen Dentalkeramiken ermöglicht dem Zahnarzt, passend zu jedem klinischen Fall die entsprechende Keramik auszuwählen.

2.2 Historische Entwicklung der dentalkeramischen Werkstoffe und der vollkeramischen Systeme

In ihrer Entwicklung blickt die Keramik weit in die Menschheitsgeschichte zurück. Einer der ersten archäologischen Funde, die Tonfigur Venus von Dolní Věstonice, wurde in Mähren (heutiges Tschechien) gefunden und wird zurückdatiert auf das Jahr 25.000 vor Christus.[5] Das Wort "Keramik" stammt ursprünglich aus dem Griechischen und bedeutet in etwa "gebrannte Erde". Damit kann man die geschichtlichen Anfänge der Keramik mit denen der Töpferkunst gleichsetzen.

Die heutigen Dentalkeramiken entwickelten sich jedoch aus dem Porzellan, welches vermutlich in China um das Jahr 1000 nach Christus erstmals hergestellt wurde.[6] Nachdem das Porzellan im 15. Jahrhundert Europa erreichte, legte Johann Friedrich Böttger, angestellt am sächsischen Königshof, im Jahre 1708 den Grundstein für die heutigen Dentalkeramiken. Mit dem Auftrag Gold herzustellen, gelang es ihm erstmals eine Scherbe Porzellan zu brennen. Daraufhin wurde 1710 die erste europäische Porzellanmanufaktur in Meißen gegründet und das Meißner Porzellan wurde weltweit unter dem Namen "weißes Gold" bekannt.[1, 6, 7]

Als der Begründer der modernen Zahnheilkunde, Pierre Fauchard, 1728 sein Werk "Le Chirurgien Dentiste" veröffentlichte, bestanden die Werkstoffe für Zahnersatz noch aus Elfenbein, Knochen, natürlichen Zähnen oder Gold.[2] Im Jahre 1744 entwickelte der Apotheker Alexis Duchateau eine Porzellanmasse, die bei niedrigeren Temperaturen sinterte und nur wenig schrumpfte. Zusammen mit dem Dentisten Nicolas Dubois de Chemant erschuf er so 1774 die erste Prothese aus Porzellan.[2, 6-8] Darauf aufbauend, veröffentlichte der italienische Dentist Guiseppangelo Fonzi im Jahre 1808 eine Methode zur Herstellung von keramischen Einzelzähnen in dem Werk "dents terro-metalliques". Somit wurden zum ersten Mal eine keramische Masse auf ein Metallgerüst aufgebrannt.[6, 9]

Zu dieser Zeit entstanden in den Vereinigten Staaten von Amerika die ersten Zahnfabriken. Zu den zwei bekanntesten zählen sicherlich die Fabriken von Samuel W. Stockton und die von Samuel S. White, welche in der Mitte des 19. Jahrhunderts eine Monopolstellung einnahmen.[9] In Europa konnte sich die industrielle Fertigung für Zahnersatz nicht durchsetzen. Die einzige Ausnahme war die noch heute unter dem Namen Ash, Sons&Co bekannte Firma, welche von Claudius Ash im Jahre 1838 in England gegründet wurde.[2, 6] Die erste deutsche Zahnfabrik wurde 1893 von Friedrich August Wienand in Pforzheim gegründet.[6] Heute gehört die Firma zur Firmengruppe Dentsply.

Ein ästhetischer Durchbruch und gleichzeitig die erste Vollkeramikkrone gelang 1903, als Charles Henry Land sein Herstellungsverfahren mit Hilfe von Platinfolie veröffentlichte. Diese Kronen wurden weltweit unter dem Namen "Jacketkronen" bekannt.[2, 6, 9, 10] Eine Revolution, im Hinblick auf Blasenfreiheit, Bruchfestigkeit und Transluzenz gelang Gatzka 1949, als er das Vakuum-Brennverfahren einführte. Für einen weiteren Durchbruch und damit zugleich verantwortlich für den heutigen Standard der prothetischen Versorgung, sorgten die Firmen Vita (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen) und Degussa (Degussa, Hanau), als sie 1962 das VMK-Degudent-System vorstellten. Weinstein und Mitarbeitern war es gelungen, keramische Massen auf Gold-Palladium-haltige Legierungen dauerhaft aufzubrennen.[2, 6, 10] Trotz der gut funktionierenden Metallkeramik wurde das Bemühen um eine metallfreie vollkeramische Versorgung nicht eingestellt. Unterstützt wurde dieses Bestreben durch das Verlangen nach besserer Ästhetik, Biokompatibilität und nicht zuletzt durch die steigenden Edelmetallpreise.

1965 entdeckten McLean und Hughes das Prinzip der Dispersionsverfestigung. Sie schafften es die mechanischen Eigenschaften des Jacketkronenmaterials durch Zusatz von Aluminiumoxid deutlich zu verbessern. 1971 begann Dr. Francois Duret, welcher heute als "Vater der dentalen CAD/CAM-Technologie" bezeichnet wird, mit seinen ersten Forschungsarbeiten im Bereich der CAD/CAM Fertigung. Mörmann und Brandestini starteten 1980 mit ihren Experimenten und waren 1985 für die Einführung der ersten CAD/CAM Einheit CEREC 1 (Siemens Dental, heute Sirona Dental, Bensheim) verantwortlich.[11, 12] Dieser Einheit folgten viele weitere CAD/CAM Systeme, welche bis heute stetig weiterentwickelt und verbessert wurden. Unter anderem seien die Systeme DCS Precident, Procera, Celay, Cicero erwähnt.[12] Gleichzeitig wurden zu Beginn der 80er Jahre gießbare keramische Restaurationen, welche zuerst in Wachs modelliert wurden, eingeführt (Dicor, Dentsply, Konstanz und Ceraparl, Kyocera, San Diego, USA).[13]

In diesem Jahrzehnt, welches auch als Jahrzehnt der Vollkeramik bezeichnet wird, wurden viele neue keramische Systeme entwickelt. Ein Beispiel ist die von Sadoun im Jahre 1986 entwickelte aluminiumoxidverstärkte Keramik, welche unter der Bezeichnung In-Ceram von der Firma Vita eingeführt wurde. Diese hatte eine erhöhte Biegefestigkeit, die denen der Metallkeramik nahezu gleichkam.[4, 6, 10, 13] In jener Zeit wurden auch die Grundlagen für die heutige Hohlkehlpräparation und die Adhäsivtechnik gelegt, welche einen großen Anteil am Erfolg der heutigen Keramikrestorationen haben.[13]

Die Keramiken wurden ständig weiterentwickelt und somit entstanden in den 90er Jahren verschiedene Herstellungsverfahren für vollkeramische Restaurationen. Man kann diese Verfahren grob in Presstechnik, Frästechnik und Schichttechnik unterteilen, wobei auch Kombinationen der jeweiligen Verfahren möglich wurden. Als Vertreter der Presstechnik sei hier das IPS-Empress System (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) erwähnt, welches Ende der 80er Jahre auf den Markt kam. Bei diesem System handelte es sich um eine leuzitverstärkte Glaskeramik. Ende der 90er Jahre wurde das Verfahren vom Empress 2 System, welches mit Lithiumdisilikatkeramik arbeitete, ergänzt.[10, 13].

Mit dem technischen Fortschritt und dem Durchbruch in der Frästechnik durch die CAD/CAM Technologie wurde es möglich, den Werkstoff Zirkoniumdioxid besser zu bearbeiten und in der restaurativen Zahnheilkunde zu etablieren. Der sehr harte Werkstoff Zirkoniumdioxid, welcher Mitte der 90er Jahre Einzug in die Zahntechnik fand, stellt somit die Errungenschaft des beginnenden 21. Jahrhunderts dar. Viele kleine Veränderungen und Weiterentwicklungen dieses Werkstoffes haben die Indikationen bereits weit ausgedehnt und es ist mit Spannung zu verfolgen, welche Möglichkeiten dieser Werkstoff in Zukunft bringen wird.[12]

Historischer Überblick:

- ca.1000 n.C. erste Porzellanherstellung in China [6]
- 1708 Herstellung von Porzellan durch J.F. Böttger als Angestellter am sächsischen Königshof [1, 6]
- 1710 Gründung der ersten europäischen Porzellanmanufaktur in Meißen [1, 6]
- 1728 Veröffentlichung des Werkes " Le Chirurgien Dentiste", Pierre Fauchard [2]
- 1774 Erste Prothese aus Porzellan von Alexis Duchateau und Nicolas Dubois de Chemant [2, 6, 8]
- 1808 Veröffentlichung einer Methode zur Herstellung von Einzelzähnen in dem Werk "dents terro-metalliques" durch Guiseppangelo Fonzi

1850	Massenproduktion von Einzelzähnen in den vereinigten Staaten von Amerika durch Stockton [9]
1893	Gründung der ersten deutschen Zahnfabrik von Friedrich August Wienand in Pforzheim [6]
1903	Herstellungsverfahren mit Hilfe von Platinfolie als Brennträger durch Charles Henry Land "Geburt der Jacketkrone" [2, 6, 9, 10]
1949	Einführung des Vakuumbrennverfahrens durch Gatzka [6]
1962	Einführung des VMK-Degudent-Systems (Degudent, Hanau) [6]
1965	Prinzip der Dispersionsverfestigung durch McLean [13]
1971	Beginn der Forschungsarbeiten von Dr. Francois Duret (CAD/CAM) [12]
1980	Einführung gießbarer keramischer Restaurationen (Dicor, Dentsply) [13]
1985	Einführung der CEREC 1 (Siemens) [11, 12]
1986	Einführung des InCeram Systems von Sadoun (Vita Zahnfabrik) [4]
1980-1990	Entwicklung der Adhäsivtechnik und Hohlkehlpräparation [13] Entwicklung des In-Ceram Systems der Firma Vita Zahnfabrik [13] Grundlagen der Hohlkehlpräparation und Adhäsivtechnik [13]
1990	Einführung des IPS Empress Systems der Firma Ivoclar Vivadent [13]
1994	CEREC 2 (Sirona) [11]
1995	Zirkoniumdioxid wird in der Zahntechnik etabliert
2000	Einführung IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent) [13]
2000-2005	CEREC 3 (Sirona) [11]
2011	CEREC 4 (Sirona)

2.3 Dentalkeramische Systeme

Um den Überblick über die vielzähligen verschiedenen Keramiksysteeme und deren zahlreiche Hersteller zu bewahren, kann man diese gezielt nach deren Zusammensetzung, den mechanischen Eigenschaften, den Befestigungsmethoden und deren Indikation gliedern. Eine weitere Einteilungsmöglichkeit besteht nach dem Herstellungsvorgang in Press-, Gieß-, Sinter- oder CAD/CAM-Keramiken.

Grundlegend gilt es vorab, die keramischen Systeme nach Metallkeramik und Vollkeramik, sowie Verblendkeramik und Gerüststruktur zu unterscheiden. Je nach Verwendungszweck bestehen große Unterschiede in den Materialanforderungen und somit auch in den Material-

eigenschaften wie beispielsweise des Wärmeausdehnungskoeffizienten, der Bruchzähigkeit, der Härte und der Transparenz.

Im folgenden wird auf die verschiedenen dentalen Keramiken eingegangen.

Silikatkeramiken/Glaskeramiken			Infiltrationskeramiken	Oxidkeramiken	
Feldspatkeramik, Glaskeramik	Leuzitverstärkte Keramiken	Lithiumdisilikatkeramiken	In Ceram Systeme: Alumina, Spinell, Zirconia	Aluminiumoxid	Zirkoniumdioxid

Tab. 2: Übersicht über Dentalkeramiken

2.3.1 Silikat- und Glaskeramiken

Indikationsbereiche:

Inlays, Veneers, Verblendungen von Metall- und Vollkeramikgerüsten

Befestigung:

adhäsive Befestigung (als Vollkeramiksystem)

Eigenschaften:

sehr gute Ästhetik, sehr gute Farbstabilität, sehr gute Mundbeständigkeit und Biokompatibilität, hohe Verbundfestigkeit, geringe Eigenfestigkeit

In der zahnmedizinischen Fachsprache wird meist die naturwissenschaftliche Trennung zwischen Gläsern, Glaskeramiken und Keramiken übergangen und allgemein vom Begriff "Keramik" gesprochen. Um eine richtige Einteilung vorzunehmen, muss man diese Begriffe, wie weiter unten dargestellt, klar voneinander unterscheiden. Alle diese Stoffe haben gemeinsam, dass sie aus Silikaten hergestellt werden. Da man Silikatkeramiken oft auch als Glaskeramiken bezeichnet, werden beide Begriffe im fortlaufenden Text als Synonym verwendet. Die Silikate sind nach einem bestimmten Ordnungsprinzip aufgebaut und haben als Grundbaustein den SiO_4 - Tetraeder.[14, 15] Das Siliciumatom ist dabei jeweils von vier Sauerstoffatomen umgeben. Durch die Anlagerung der einzelnen Atomverbindungen entstehen in verschiedener Weise große Kristallverbände in Form von Ketten, Ringen oder dreidimensionalen Strukturen.

Die drei wesentlichen als natürliche Rohstoffe vorkommenden Hauptbestandteile silikatkeramischer Massen sind Feldspat 60-80 m%, Quarz 15-25 m% und Kaolin 0-5 %m.[3, 15, 16] Je

nach Zusammensetzung und Herstellungsmethode können die Massen sehr unterschiedliche Eigenschaften und physikalische Werte aufweisen. Silikatkeramiken, die als "Verblend- oder Aufbrennkeramiken" dienen, müssen zunächst in solche für Metallgerüste sowie in solche für Vollkeramikgerüste unterteilt werden. Hierbei gilt es vor allem den unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten und Schmelzpunkt von Metallen und Keramikgerüsten zu berücksichtigen und den Koeffizienten der Verblendkeramik daran anzupassen.[15]

Weiter gilt es die Gruppe der Gläser exakt von denen der Glaskeramiken abzugrenzen.

Gläser:

Allgemein versteht man unter Gläsern eine unterkühlte Schmelze, die ohne Kristallisation erstarrt. Die Atome besitzen eine Nahordnung, jedoch keine gerichtete Fernordnung, und werden als amorph bezeichnet. Sie sind sehr transparent und haben statt einem Schmelzpunkt ein Schmelzintervall. Der Stoff ähnelt einer sehr zähen Flüssigkeit, die unter Normalbedingungen als Festkörper erscheint. Im eigentlichen Sinne stellen die Gläser jedoch keinen Festkörper dar, sondern vielmehr eine Flüssigkeit die unglaublich langsam fließt.[17, 18]

Glaskeramiken/Silikatkeramiken:

Bei Glaskeramiken handelt es sich um Stoffe, welche durch kontrollierte Kristallisation von Gläsern hergestellt werden. Sie bestehen aus einem gleichmäßigen, porenfreien, feinkristallinen Gefüge, welches neben der kristallinen Phase eine Glasphase besitzt. Das Kristallwachstum wird durch einen gesteuerten Temperprozess erreicht. Zu den Glaskeramiken zählen neben den Aufbrennkeramiken auch die leuzit- oder lithiumdisilikatverstärkten Vollkeramiken. Sie besitzen hervorragende Eigenschaften in Hinblick auf Ästhetik, Hygienefähigkeit, Dauerhaftigkeit und Biokompatibilität.[15, 19]

Der Herstellungsvorgang ist bei allen Silikatkeramiken prinzipiell gleich und beginnt mit einem groben Zerkleinern der mineralischen Rohstoffe. Anschließend werden die Teilchen zu Pulver zermahlen. Die entstandenen Pulver werden von Verunreinigungen befreit und in den für die Rezeptur gewünschten Mengen gemischt. Daraufhin durchläuft die Rohstoffmischung verschiedene Temperprozesse, um neben der Glasphase eine bestimmte Kristallstruktur zu erzeugen. Nach den Tempervorgängen werden die entstandenen Glaskeramikbrocken in genau bestimmte Korngrößen zermahlen. Dieser ganze Prozess wird als "Vorfritten" bezeichnet und gibt dem neu entstandenen Produkt ihre spezifischen Eigenschaften. Wichtig für die unterschiedlichen Eigenschaften ist neben den Mengenverhältnissen der Rohstoffe die eingestellte Korngrößenverteilung und die verwendete Temperatur der Öfen. Durch Farbfrittenzu-

gabe erhalten die Glaskeramikpulver ihre spezifischen Farbeigenschaften und Transparenzen.[4, 15, 17-19]

Die geforderten Anforderungen hinsichtlich Ästhetik, Verbundfestigkeit, Mundbeständigkeit und Biokompatibilität können von den Silikatkeramiken voll erfüllt werden. Sie besitzen eine Biegefestigkeit im Bereich von 70 bis 120 MPa und ausgezeichnete Eigenschaften in Farbe, Transparenz, Fluoreszenz und Opaleszenz. Somit sind sie hervorragend geeignet für ästhetisch hochanspruchsvolle Verblendungen, Inlays und Veneers im Seitenzahn sowie im Frontzahnbereich.[4, 15] Aufgrund ihrer relativ niedrigen Biegefestigkeit und Bruchanfälligkeit sollten Glaskeramiken (mit Ausnahme von Lithiumdisilikatkeramiken) als vollkeramische Systeme, bei denen sie auch als Gerüstkeramik dienen, nur in Verbindung mit der adhäsiven Befestigung verwendet werden, da sie dadurch deutlich an Stabilität gewinnen. Anders ist es bei der Verwendung mit anderen vollkeramischen Gerüsten wie Zirkoniumdioxid oder Metallgerüsten. Hierbei kann problemlos mit der passenden Glaskeramik verblendet werden, ohne dass danach zwingend eine adhäsive Befestigung gefordert werden muss.[4]

Jacketkrone (erste silikatkeramische Vollkeramikkrone):

Der historische Anfang der Vollkeramik wurde mit vollkeramischen Einzelkronen aus Silikatkeramik im Jahre 1903 gelegt. Diese erlangten unter dem Namen Jacketkronen weltweite Bekanntheit. Als Grundlage dieser Technik diente eine 0,02 mm dünne, kalt verformbare Platinfolie, welche auf dem Stumpfmodell exakt adaptiert wurde. Auf diesem sogenannten Platinkäppchen, welches zur Entspannung erhitzt wurde, konnte man die keramische Kernmasse auftragen und einen Kernbrand durchführen. Dieses Kerngerüst wurde daraufhin durch Auftragen weiterer silikatkeramischer Massen in der dafür entwickelten Schichttechnik verblendet. Der entstehende Brennschwund wurde mit einer entsprechenden Übermodellation ausgeglichen. Um eine für damalige Zeiten optimale Kronenform und Farbgebung zu erreichen, wurden mehrere Korrekturbrände durchgeführt. Am Ende des Herstellungsprozesses folgte wie auch heute noch der abschließende Glanzbrand. Danach wurde die Platinfolie entfernt und fertig war die erste vollkeramische Krone. Diese damals entwickelte Schichttechnik wird auch heute noch in weiterentwickelter Form für die Verblendung von Metallgerüsten und keramischen Hartkerngerüsten angewandt.

Der Nachteil der Jacketkronen bestand in der Bruchanfälligkeit, was auf die Eigenschaften der Glaskeramiken zurückzuführen ist. Aus diesem Grunde wurde sie von der deutlich stabileren Metallkeramikkrone abgelöst. Neben der Jacketkrone wurde die Silikatkeramik auch für kleinere Restaurationen wie Einlagefüllungen und Veneers verwendet. Bei diesen kleineren Res-

taurationen wurde die mangelhafte Stabilität durch die Einführung der adhäsiven Befestigung ausgeglichen. Die Silikatkeramik mit ihren hervorragenden optischen Eigenschaften wird auch heute noch für diesen Indikationsbereich verwendet. Durch Veränderung und Verbesserungen der keramischen Eigenschaften und neuere Entwicklungen in den vollkeramischen Systemen (leuzitverstärkte-, glasinfiltrierte Spinell -oder lithiumdisilikatverstärkte Keramiken) sind heute noch deutlich bessere Ergebnisse hinsichtlich vielfältiger Indikationen gegeben.[4, 15, 19] Der Glaskeramik Dicor (DeTrey Dentsply, Konstanz), der es als erster gelang mit Hilfe von Fluor-Phlogopit Kristallen deutlich höhere Festigkeitseigenschaften in der Glaskeramik zu erzielen, wird heute nur noch eine historische Bedeutung zugemessen.[19]

2.3.1.a Leuzitverstärkte Keramiken

Indikationsbereiche:

Inlays, Veneers, Teilkronen, Einzelkronen, Verblendungen von Metalllegierungen

Befestigung:

adhäsive Befestigung (als Vollkeramiksystem)

Eigenschaften:

sehr gute Ästhetik, sehr gute Farbstabilität, sehr gute Mundbeständigkeit und Biokompatibilität, hohe Verbundfestigkeit, eingeschränkte Eigenfestigkeit

Dieses Keramiksystem stellt eine Weiterentwicklung der Silikatkeramiken dar, welches vor allem in der Metallkeramik Verwendung findet. Um einen guten Verbund zwischen Metall und Keramik zu gewährleisten, gilt es vor allem die Wärmeausdehnung beider Materialien zu beachten. Eine gute Metall-Keramik Haftung und eine ausreichende Stabilität der Verblendung setzt voraus, dass die Wärmedehnung von Metall und Keramik gut aufeinander abgestimmt ist. Da Keramiken grundsätzlich unter Druckspannungen stabiler sind als unter Zugspannungen, sollte die Wärmedehnung der Keramik idealer Weise gleich oder etwas niedriger sein als die des Metalls.[15, 19] Bei verschiedenen Legierungen, die einen höheren Wärmedehnbereich haben, sollte die Wärmedehnung der Keramik angepasst werden. Dazu müssen die Keramiken neben ihrer Glasphase mit einem definierten Zusatz von kristallinen Phasen so verändert werden, dass ihre Wärmedehnung passend zur Legierung deutlich zunimmt. Bei diesen Kristallphasen handelt es sich um Leuzit, welches durch verschiedene Temperprozesse erzeugt werden kann. Neben der Eigenschaft, die Wärmedehnung anzuheben und somit eine

perfekte Anpassung an verschiedene Legierungen zu erreichen, haben Leuzitkristalle die Eigenschaft, sich während des Abkühlvorgangs stärker zu kontrahieren als die Umgebung, und können somit eine tangential Druckspannung aufbauen. Diese führt zu einer Festigkeitssteigerung und einer Rissumleitung. Damit erreichen die Leuzitkeramiken eine deutlich höhere Festigkeit als herkömmliche Silikatkeramiken.[4, 15, 19]

Ein weiteres Anwendungsspektrum erhielten die leuzitverstärkten Keramiken mit der Einführung des IPS Empress Systems der Firma Ivoclar, welches mittlerweile von vielen anderen Herstellern kopiert wurde und heutzutage als ein Standardverfahren gilt. Mit den Pressverfahren werden aus keramischen Rohlingen kleine Restaurationen entweder in Maltechnik oder in Schichttechnik hergestellt. Durch die festigkeitssteigernden Eigenschaften des Leuzits und der Möglichkeit einer adhäsiven Befestigung, können mit diesem Verfahren klinisch bewährte Inlays, Teilkronen, Veneers und auch Einzelkronen hergestellt werden. Die Leuzitkeramik hat je nach Herstellung Festigkeitswerte zwischen 140 und 240 MPa und ist damit deutlich stabiler als herkömmliche Silikatkeramik. Auch im Hinblick auf Ästhetik, Hygiene, Dauerhaftigkeit und Biokompatibilität sind diese keramischen Massen hervorragend zu bewerten.[4, 19, 20]

2.3.1.b Lithiumdisilikatkeramiken

Indikationsbereiche:

Inlays, Veneers, Teilkronen, Einzelkronen, kleine dreigliedrige Brücken, Verblendstrukturen (CAD-on)

Befestigung:

adhäsive Befestigung oder konventionelle Befestigung (Glasionomerzemente, Phosphatzemente)

Eigenschaften:

sehr gute Ästhetik, sehr gute Farbstabilität, sehr gute Mundbeständigkeit und Biokompatibilität, hohe Verbundfestigkeit, gute Eigenfestigkeit, Herstellung mittels Presstechnologie und CAD/CAM Technologie möglich

Aus der Gruppe der Silikatkeramiken haben sich als neueste Errungenschaft die Lithiumdisilikatkeramiken durchgesetzt. Diese liegen in industriell vorgefertigten Blöcken vor und beziehen ihren Vorteil aus der Homogenität und den sehr guten mechanischen, physikalischen und

chemischen Eigenschaften. Die Festigkeit von Lithiumdisilikatkeramiken ist, bei gleichzeitig sehr hohem ästhetischen Potential, mit ca. 350 MPa außergewöhnlich hoch.[4, 21, 22] Neueste Studien haben bei Einzelkronen aus Lithiumdisilikat eine 9-Jahres-Überlebensrate von bis zu 95% festgestellt.[23] Somit stellt dieses Material eine gute Alternative gegenüber herkömmlichen Versorgungsmaterialien dar. In anderen Studien wird von einer 100%igen klinischen Erfolgsrate für Einzelkronen nach 5 Jahren gesprochen, wobei zu beachten gilt, dass dreigliedrige Brückenkonstruktionen nur eine 50-70%ige Erfolgsrate hatten.[24, 25] Man kann deshalb aufgrund der guten Festigkeitswerte die Indikationen von Inlays, Veneers, über Einzelkronen bis hin zu kleinen dreigliedrigen Brücken ausweiten, sollte aber bei den Brückenkonstruktionen genau die Herstellerangaben und die klinische Situation ins Auge fassen.[4, 24] Dank ihres hohen Glasanteils sind diese Keramiken sehr gut mit Flusssäure ätzbar und können somit sowohl adhäsiv als auch konventionell befestigt werden.[22, 26]

Im Jahre 2004 wurde von der Firma Ivoclar Vivadent ein Nachfolgeprodukt von IPS Empress 2 mit dem Namen e.maxPress auf den Markt gebracht. Dabei handelt es sich um Lithiumdisilikatkeramiken mit noch besseren Eigenschaften. Das industrielle Herstellungsverfahren der Rohlinge wurde dahingehend verändert, dass sie nicht mehr über das Pulververfahren sondern über massiven Guss hergestellt werden. Somit erreicht das Produkt absolute Porenfreiheit. Zur Farbgebung werden in dem neuen Verfahren keine Farbpigmente mehr zugesetzt, welche beim Erhitzen Störstellen verursachen könnten. Die Farbe wird vielmehr durch Metalloxide erreicht, welche ionogen in der Glasschmelze in Lösung gehen und dadurch das Glas homogen einfärben. Am Ende des neuen Herstellungsverfahrens entsteht ein kristalliner Anteil von 60-70%, welcher dem Produkt eine mechanische Festigkeit von ca. 400 MPa verleiht. Damit erreicht das neue Produkt e.maxPress eine deutliche Qualitätssteigerung hinsichtlich Festigkeit und Homogenität, bei hervorragender Farbgebung.[4, 26]

Da in der Zahntechnik in zunehmenden Maße neben der Presstechnik die CAD/CAM Technologie zur Herstellung von Restaurationen Einzug gefunden hat, wurde von der Firma Ivoclar neben der hochfesten Presskeramik (e.maxPress) auch eine hochfeste Lithiumdisilikatkeramik (e.maxCAD) zur maschinellen Bearbeitung mit der CAD/CAM Technologie bereitgestellt. Die hohe Festigkeit des Materials brachte jedoch Schwierigkeiten in der Bearbeitung mit sich, wodurch zunächst eine wirtschaftliche Herstellung schwierig erschien.[4, 26] Gelöst wurde dieses Problem mit der Herstellung einer Lithiumdisilikatkeramik, welche über eine zweistufige Kristallisation zum gewünschten Endprodukt führt. Mit der ersten Kristallisation wird ein Zwischenprodukt mit einer Festigkeit von 100 bis 160 MPa, welches als Lithiummetasilikat bezeichnet wird, hergestellt. Dieses Zwischenprodukt ist hervorragend zu bearbeiten und kann

nach der entsprechenden Formgebung mit einer zweiten Kristallisation von der Metasilikatphase in die endgültige Lithiumdisilikatphase mit einer Festigkeit von 300 bis 420 MPa umgewandelt werden. Diese Umwandlung erfolgt nahezu schrumpfungsfrei in dafür vorgesehenen Brennöfen mit entsprechenden Parametern und ermöglicht somit eine ausgezeichnete Passung. Auch der Farbwechsel von dem bläulich wirkenden Lithiummetasilikat in die gewünschte Zahnfarbe wird in dem zweiten Kristallisationsvorgang erreicht.[26]

Durch diese Entwicklung über ein bearbeitbares Zwischenprodukt ist eine einfache, wirtschaftliche und qualitativ hochwertige Herstellung von Lithiumdisilikatrestaurationen mittels CAD/CAM Technologie möglich. Mit geringem Aufwand kann bei beiden Methoden das ästhetische Ergebnis mit Hilfe der Maltechnik noch verbessert werden. Für höchst anspruchsvolle ästhetische Ergebnisse ist es zusätzlich möglich, die Gerüste nach der Cut-back oder der Schichttechnik zu individualisieren. Dafür wird die IPS e.maxCeram Glaskeramik verwendet, welche hervorragende ästhetische Eigenschaften besitzt.[21, 27, 28]

2.3.2 Infiltrationskeramiken

Bereits in den 80er Jahren, als der Wunsch nach vollkeramischen Restaurationen wieder anstieg, entwickelte Sadoun im Jahre 1986 mit dem aluminiumoxidverstärkten System In-Ceram ein Material, das für die Herstellung vollkeramischer Einzelkronen bis hin zu kleinen Brückengerüsten geeignet war. Heute muss man drei Untergruppen des In-Ceram Systems (Zahnfabrik Vita) unterscheiden: Alumina, Spinell und Zirconia.

2.3.2.a Aluminiumoxidverstärkte Keramik: In-Ceram-Alumina

Indikationsbereiche:

Kronen und Frontzahnbrückengerüste mit bis zu drei Gliedern

Befestigung:

adhäsive Befestigung oder konventionelle Befestigung

Eigenschaften:

gute Ästhetik, sehr gute Farbstabilität, sehr gute Mundbeständigkeit und Biokompatibilität, hohe Verbundfestigkeit, gute Eigenfestigkeit

Bei diesem infiltrationskeramischen System wird die Kristallverstärkung durch Umkehr des bisherigen Weges erreicht. Das System besteht nicht aus dicht gesintertem Aluminiumoxid,

sondern vielmehr aus glasinfiltriertem Aluminiumoxid.[12] Ausgangsmaterial ist ein feinkörniges Aluminiumoxidpulver, welches als Schlicker auf einem geeigneten feuerfesten Gipsstumpf aufgetragen und in einem speziellen Brennofen bei 1120 °C vorgesintert wird, ohne dass eine Sinterschrumpfung auftritt. Dieses kreidige, offenporige Gerüst aus Aluminiumoxid bildet den Grundbaustein.[4, 29, 30] In einem zweiten Schritt wird Lanthanglaspulver auf das Gerüst aufgetragen und mittels eines weiteren Brennvorgangs bei 1100 °C gebrannt. Durch diesen Infiltrationsbrand dringt die Glasschmelze in das offenporige Aluminiumoxidgerüst ein und bildet ein nahezu porenfreies Mikrogefüge aus, wodurch Festigkeitswerte des Materials von 400 bis zu 600 MPa erreicht werden.[4, 30-33] Anschließend wird das Kerngerüst mit entsprechenden Verblendmassen beschichtet und somit die gewünschte anatomische Zahnform und Ästhetik erreicht. Durch die hohen Festigkeitswerte können Einzelkronen und kleine dreigliedrige Frontzahnbrücken hergestellt werden, welche sowohl adhäsiv als auch konventionell zementierbar sind.[4]

2.3.2.b Spinellkeramik

Indikationsbereiche:

Frontzahnkronen, Inlays

Befestigung:

adhäsive Befestigung oder konventionelle Befestigung

Eigenschaften:

sehr gute Ästhetik, sehr gute Farbstabilität, sehr gute Mundbeständigkeit und Biokompatibilität, hohe Verbundfestigkeit, geringe Eigenfestigkeit

Die Spinellkeramik ist eine Weiterentwicklung der In-Ceram Keramik, die sich auf Frontzahnästhetik beschränkt. Anstelle von Aluminiumoxid wird hierbei der Doppelkristall Spinell, ein Magnesium-Aluminium Mischoxid (MgAl_2O_4), verwendet. Dieser besitzt im Vergleich zu den stark opaken Aluminiumoxidmassen, eine deutlich höhere Transparenz und eine bessere optische Anpassung an Lanthanglas. [4, 29, 32] Aufgrund der geringeren Festigkeitswerte von etwa 350 MPa wird der Indikationsbereich jedoch auf Frontzahnkronen, Facetten und Inlays beschränkt.[4, 34]

2.3.2.c Zirkoniumdioxidverstärkte Aluminiumoxidkeramik: In-Ceram-Zirconia

Indikationsbereiche:

Kronen und dreigliedrige Brückengerüste

Befestigung:

adhäsive Befestigung oder konventionelle Befestigung

Eigenschaften:

gute Ästhetik, sehr gute Farbstabilität, sehr gute Mundbeständigkeit und Biokompatibilität, hohe Verbundfestigkeit, hohe Eigenfestigkeit, geringere Transluzenz

Auf einen weiteren Entwicklungsschritt, der die Festigkeit der Infiltrationskeramik noch einmal deutlich steigern sollte, wurde bereits vom Erfinder Sadoun hingewiesen. Mit der Einführung von Zirkoniumdioxid wurde dieser damals angedachte Ansatz realisiert, bei dem ca. 30% feindisperse Zirkoniumdioxidpartikel in das Aluminiumoxidgefüge eingelagert werden. Das ebenfalls kreidige, offenporige Grundgerüst der In-Ceram-Zirconia Keramik besteht somit aus einem homogenen Gemisch aus Aluminiumoxid und Zirkoniumdioxid. Da Zirkoniumdioxid einen reversiblen Übergang von der tetragonalen Phase in die monokline Phase bei ca. 1170 °C besitzt, muss die tetragonale Phase durch Zusätze wie CeO_2 stabilisiert werden.[4, 32] Damit erhält die Keramik das sogenannte Prinzip der Phasentransformationsfestigung, welches in der Lage ist ein fortschreitendes Risswachstum zu stoppen.[12] Durch die Beimischung von Zirkoniumdioxid ist es also möglich, die Bruchzähigkeit um ca. 50% und die Festigkeit um ca. 30% gegenüber der bisher verwendeten In-Ceram-Alumina Keramik zu steigern. Einziger Nachteil liegt in der schlechteren Transluzenz, welche durch den höheren Brechungsindex und damit höheren Opazität des Zirkoniumdioxids entsteht.[4, 32] Die Ästhetik und anatomische Zahnform wird auch bei diesem Material durch entsprechende Verblendmassen erzielt. Das Indikationsfeld kann aufgrund der höheren Festigkeit, gegenüber der In-Ceram-Alumina Keramik, auf dreigliedrige Brücken ausgedehnt und sowohl adhäsiv als auch die konventionell befestigt werden.

2.3.3 Oxidkeramiken

Bereits seit mehreren Jahrzehnten wurden in der Orthopädie die oxidischen Hochleistungskeramiken eingesetzt, bevor sie in den 90er Jahren auch in der Zahntechnik Einzug fanden.[30, 35] Die neuen Materialien zeichnen sich durch hervorragende chemische, mechanische und

physikalische Eigenschaften aus. Im Gegensatz zu den Silikatkeramiken sind Oxidkeramiken polykristalline Werkstoffe und weisen neben der dominanten kristallinen Phase nur einen sehr geringen Anteil einer Glasphase auf.[36] Sie besitzen ein dichtes, porenfreies Mikrogefüge mit sehr kleinen Korngrößen und nahezu keine Verunreinigungen. Aus diesen Eigenschaften lässt sich ihre extrem hohe Festigkeit ableiten, welche bei Aluminiumoxid ca. 700 MPa beträgt und bei Zirkoniumdioxidkeramik mit ca. 1300 MPa zu der Bezeichnung "keramischer Stahl" führte.[34, 35] Durch diese mechanischen Eigenschaften und der Langzeitstabilität eignet sich vor allem Zirkoniumdioxid hervorragend als Gerüstwerkstoff und hat damit das Indikationsspektrum der vollkeramischen Restaurationen deutlich ausgedehnt.

2.3.3.a Aluminiumoxidkeramik

Indikationsbereiche:

Kronen und dreigliedrige Brückengerüste

Befestigung:

adhäsive Befestigung oder konventionelle Befestigung

Eigenschaften:

gute Ästhetik, sehr gute Farbstabilität, sehr gute Mundbeständigkeit und Biokompatibilität, hohe Eigenfestigkeit, geringere Transluzenz

Das verwendete Aluminiumoxid liegt als thermodynamisch stabiles alpha (Al_2O_3) Korund vor, welches eine rhomboedrische Gitterstruktur besitzt und als hexagonal charakterisiert wird. Vorwiegend wird es aus Bauxit gewonnen, welches einen hohen Anteil Al_2O_3 enthält. Aluminiumoxid wurde lange Zeit als Infiltrationskeramik verwendet, bevor 1991 mit der Einführung des Procera-Systems (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden) ein erstes CAD/CAM Verfahren entwickelt wurde, mit dem es möglich war, zahnärztliche Restaurationen aus dicht gesinterter Aluminiumoxidkeramik herzustellen.[4, 12, 37] Mit einer Festigkeit von bis zu 700 MPa ist Aluminiumoxid für Einzelzahnkronen und kleinere Brücken als Gerüststruktur gut geeignet. Heutzutage gibt es verschiedene Systeme und Hersteller, die sowohl vorgesinterte als auch aus dicht gesinterte Rohlinge für die Herstellung von Restaurationen anbieten. Mit der Einführung des Zirkoniumdioxids und dessen herausragenden Eigenschaften, wird Aluminiumoxid jedoch immer weiter von diesem abgelöst.[4, 12]

2.3.3.b Zirkoniumdioxidkeramik

Begriffsbezeichnung:

In dentalen Fachkreisen und Fachzeitschriften werden häufig die Begriffe Zirkon, Zirkonium, Zirkoniumdioxid und Zirkonoxid als Synonym für denselben Werkstoff verwendet. Bei genauerer Betrachtung ist Zirkonium ein relativ weiches silbrig glänzendes Metall aus der Ti-tangruppe. Zirkon beschreibt einen Halbedelstein aus der Familie der Inselsilikate (ZrSiO_4), welcher als Ausgangsstoff für die Herstellung des Silikatsandes (ZrO_2) Verwendung findet. Zirkoniumdioxid (ZrO_2) stellt einen nichtmetallischen, anorganischen Werkstoff aus der Gruppe der Keramiken dar und wird häufig in der Kurzform Zirkonoxid verwendet. Man sollte also nicht die fälschlicher Weise benutzten Begriffe Zirkon und Zirkonium zur Beschreibung des Zirkoniumdioxids verwenden, sondern die korrekten Bezeichnungen Zirkoniumdioxid oder zur Vereinfachung Zirkonoxid.[12, 38]

Struktur und Eigenschaften:

Zirkoniumdioxid als nichtmetallische, anorganische Hochleistungskeramik wird meist aus Zirkonsand (ZrSiO_4) synthetisch hergestellt. Aus kristallographischer Sicht kann Zirkoniumdioxid, in Abhängigkeit des Temperaturzustandes, in drei verschiedenen Formen (monoklin, tetragonal, kubisch) vorliegen. Der Schmelzpunkt von Zirkoniumdioxid liegt bei 2680 °C. Bei niedrigeren Temperaturen kristallisiert die kubische Phase und wandelt sich bei 2370 °C in die tetragonale Phase um. Diese Phase bleibt bis zu einer Temperatur von 1170 °C bestehen und wandelt sich anschließend in die stabile monokline Phase um.[4, 12, 30] Größte Bedeutung hat bei diesem Abkühlungsvorgang die Phasenumwandlung von tetragonal zu monoklin, welche auch als t/m Umwandlung bezeichnet wird und bei einer Abkühlung auf Zimmertemperatur mit einer starken Volumenexpansion von 3-5% einhergeht.[12, 30, 36] Diese Expansion führt zu großen inneren Spannungen und kann zur Rissbildung in der Struktur beitragen. Um dieses Problem zu lösen und gleichzeitig einen Vorteil daraus zu erzielen, bedient man sich dem sogenannten Konzept der Phasentransformation. Durch gezielte Zugabe von Oxiden wie MgO , CaO , Y_2O_3 und CeO_2 , welche sich in das Zirkoniumdioxidgerüst einbauen lassen, kann man die tetragonale Kristallphase stabilisieren und somit die Umwandlung unterdrücken. Yttriumoxid (Y_2O_3) hat sich als bester Zusatz zur Herstellung von belastbaren Hochleistungskeramiken erwiesen.

Die Zirkoniumdioxidkeramiken werden nach Art und Gehalt der zugegebenen oxidischen Verbindungen eingeteilt. Man unterscheidet vollstabilisiertes Zirkoniumdioxid (FSZ: Fully

Stabilized Zirconia), teilstabilisierten Zirkoniumdioxid (PSZ: Partially Stabilized Zirconia) und die mit Yttriumoxid in der tetragonalen Phase stabilisierte polykristalline Zirkoniumdioxidkeramik (Y-TZP).[12] Bei FSZ wird mit dem Einbau von Fremdoxiden die kubische Form des Zirkoniumdioxids bis auf Raumtemperatur stabilisiert und die Phasenumwandlung dadurch umgangen. Unter PSZ versteht man eine Keramik, bei der die Menge an Fremdoxiden reduziert wurde, so dass neben der kubischen Phase auch eine umwandlungsfähige tetragonale Phase vorliegt. Die belastbarste und stabilste Keramik wird mit der Y-TZP erreicht. Bei diesem Zirkoniumdioxid werden 5 Gew% Yttriumoxid beigemischt um eine Keramik zu erhalten die zu 100 % aus umwandlungsfähigem tetragonalem Zirkoniumdioxid besteht und somit aufgrund der Phasentransformationsfestigung, die besten mechanischen Eigenschaften aufweist. In der Zahnmedizin wird somit fast ausschließlich Zirkoniumdioxid in Form von Y-TZP mit sehr kleinen Korngrößen verwendet, da kleine Korngrößen die Umwandlung zusätzlich hemmen.[12, 30, 34, 36] Durch Zusatz von 0,2-1 Gew% Aluminiumoxid kann die Korrosionsbeständigkeit des Y-TPZ noch weiter gesteigert werden.

Das Konzept der Phasentransformationsfestigung, welcher Umgangssprachlich auch als "Airbag-Effekt" bezeichnet wird, beruht auf der Verstärkung des keramischen Gefüges durch die metastabilen tetragonalen Zirkoniumdioxidteilchen, welche sich in die monokline Phase umwandeln und dadurch eine Volumenzunahme erreichen können.[12] Es gibt zwei Mechanismen, die zu dieser Festigkeitssteigerung führen und das Risswachstum unterdrücken. Einerseits kann eine spontane Umwandlung der Zirkoniumdioxidteilchen von der tetragonalen in die monokline Form die Bildung von kleinen Mikrorissen indizieren, in denen sich ein möglicher Riss verlaufen kann und somit gestoppt wird. Andererseits kann eine Umwandlung der Zirkoniumdioxidteilchen auch von den hervorgerufenen Zugspannungen eines ausbreitenden Risses ausgelöst werden. Die Volumenzunahme durch die Umwandlung in die monokline Form, erzeugt dabei eine Druckspannung, welche die Rissflanken zusammendrückt und die Ausbreitung des Risses erschwert oder stoppt.[12, 30] Mit allen diesen günstigen Eigenschaften erreicht Zirkoniumdioxid als Hochleistungskeramik gegenüber Aluminiumoxid nochmals eine deutlich höhere Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit. In verschiedenen Studien wird dem Y-TPZ eine extrem hohe Festigkeit von bis zu 2295 MPa und eine sehr hohe Überlebensrate nachgewiesen.[39-43]

Die Art der Befestigung spielt laut diverser Studien keine signifikante Rolle.[39-42] Zirkoniumdioxid kann demnach problemlos konventionell als auch adhäsiv befestigt werden.[41] Dies erweitert die Einsatzmöglichkeit der vollkeramischen Restauration für Situationen, in denen keine absolute Trockenlegung möglich ist.[34] Sollte dennoch eine adhäsive Befesti-

gung auf Grund geringer Retentionsmöglichkeiten angestrebt werden, ist zu beachten, dass Zirkoniumdioxid wegen des fehlenden Glasanteils nicht mit Flusssäure ätzbar ist. Aus diesem Grund muss Zirkoniumdioxid vor einer adhäsiven Befestigung entweder silikatisiert werden oder ein spezielles Befestigungskomposit (Panavia F2.0, Kuraray Europe GmbH, Hattersheim am Main) verwendet werden.[34] Neben den herausragenden mechanischen Eigenschaften wird auch die Biokompatibilität des Zirkoniumdioxids in vielen Untersuchungen und Studien mit sehr gut und unbedenklich bewertet.[42]

Ein großer Nachteil dieses Werkstoffes liegt in der Ästhetik. Durch den geringen Glasanteil hat Zirkoniumdioxid eine sehr schlechte Transluzenz und eine weißlich opake Farbe. Die natürliche Farbanpassung an die Zähne wird deswegen hauptsächlich durch die Schichtung mit Verblendkeramik erreicht. Desweiteren besteht die Möglichkeit, Zirkoniumdioxid mit entsprechenden Metalloxidzusätzen einzufärben, um bereits das Gerüst an die gewünschte Farbe der Nachbarzähne anzupassen und mit Hilfe der passenden Verblendung ein noch besseres ästhetisches Ergebnis zu erzielen.[34]

Unter der Betrachtung aller Eigenschaften des Zirkoniumdioxids wird deutlich, dass es sich um ein hervorragendes Kerngerüstmaterial handelt, welches mit Hilfe der entsprechenden Verblendmassen auch eine sehr gute Ästhetik erreichen kann. Das Material besitzt die beste Biegefestigkeit und höchste Risszähigkeit unter allen bekannten Keramiken und ist somit hervorragend für Gerüste geeignet. Dies dehnt den Indikationsbereich vollkeramischer Restaurationen von Einzelkronen über 3 bis 4 gliedrige Brücken bis hin zu noch größeren Brücken (14-gliedrig) aus.[34]

Herstellung und Verarbeitung:

Zur Bearbeitung des Zirkoniumdioxidmaterials wird fast ausschließlich die CAD/CAM Technologie verwendet. Aufgrund der hohen Härte des Materials ist die Bearbeitung mit hohem Zeitaufwand und hohem Verschleiß an Schleif- oder Fräskörpern verbunden. Aus diesem Grund lassen sich die Hochleistungs-Zirkoniumdioxidkeramiken vor allem hinsichtlich ihres Herstellungs- und Verarbeitungsprozess unterscheiden. Um den Zeitaufwand und den Verschleiß gering zu halten, werden häufig die Restaurationen aus vorgesinterten Rohlingen heraus gefräst. Diese als Weißlinge bezeichneten Rohlinge sind relativ weich, haben einen Verdichtungsgrad von 55-70 % und können leichter bearbeitet werden.[12, 30, 34] Anschließend müssen diese Gerüste einem weiteren Sinterprozess unterzogen werden, um die notwendige Endfestigkeit zu erreichen. Bei diesem Sintervorgang erfährt die Restauration je nach Material eine Schrumpfung von ca. 25%. Diese Schrumpfung muss bereits bei der Konstruktion der

Restauration berücksichtigt werden, um anschließend eine gute Passung zu erreichen. Ein Vorteil dieser Variante ist, dass die Möglichkeit besteht, Risse oder Defekte, die eventuell durch den Fräsvorgang entstanden sind, mit dem abschließenden Sintervorgang zu verschließen.[12] Alternativ zur oben dargestellten Weißkörperbearbeitung ist auch eine sogenannte Hartbearbeitung möglich. Bei dieser Technik werden die Zirkoniumdioxidrohlinge nach vollständiger Sinterung mittels subtraktiven Schleifvorgängen in CAD/CAM Einheiten bearbeitet, was deutlich mehr Zeit und einen höheren Verschleiß von Schleifkörpern fordert.[12] Der Vorteil dieser Technik besteht darin, dass nach Bearbeitung kein weiterer Sinterprozess mehr stattfindet und es somit auch zu keiner nachträglichen Sinterschrumpfung kommt. Den größten Nachteil, außer dem größeren Aufwand in der Bearbeitung des härteren Materials, sieht man wiederum darin, dass durch den Wegfall der abschließenden Sinterung auch keine Nachvergütung mehr stattfindet und somit eventuell durch den Schleifvorgang entstandene Schäden nicht ausgebessert werden können.[12, 34]

Besonders aufwändig wird der Herstellungs- und Bearbeitungsprozess, wenn als Material Zirkoniumdioxid verwendet wird, welches den HIP Prozess durchlaufen hat. Durch den HIP (hot isostatic pressing) Prozess wird industriell dichtgesintertes Zirkoniumdioxid zum Abschluss unter hohem Druck von über 1000 bar nachverdichtet und erreicht somit eine maximale Gefügedichte mit minimaler Fehlstellendichte.[30, 34] Bei dieser Technik wird eine sehr hohe Passgenauigkeit durch das Wegfallen der abschließenden Sinterschrumpfung erreicht. Jedoch muss man eine Hartbearbeitung mit nochmals deutlich längerer Bearbeitungszeit und höherem Verschleiß in Kauf nehmen.

Klinische Langzeitstudien werden zeigen, ob die höheren Fertigungskosten einen entscheidenden qualitativen Vorteil bringen oder ob sich die Weißkörperbearbeitung durchsetzen wird.[12]

2.4 Problematiken der vollkeramischen Restaurationen

Trotz der vielen Vorteile, die eine vollkeramische Restauration gegenüber der herkömmlichen metallkeramischen Restauration besitzt, haben sich mit der Anwendung von vollkeramischen Restaurationen und der Verarbeitung von keramischen Werkstoffen, welche für die Rekonstruktion von Zähnen am geeignetsten erscheinen, nach einer gewissen Anwendungsdauer verschiedene Probleme herauskristallisiert. Zum einen ist in der Zeit der minimalinvasiven Behandlungsstrategien die für vollkeramische Restaurationen erforderliche Mindestschichtstärke zu überdenken, andererseits haben sich nach längerer Anwendungsdauer der vollkera-

mischen Restaurationen gehäufte Probleme mit dem als "Chipping" bekannten Phänomen herausgestellt.

Über 10 Jahre besteht bereits die Möglichkeit, Zahnersatz aus metallfreien Restaurationen herzustellen. Durch die Einführung von Zirkoniumdioxid ist es gelungen, auch bei grazil gestalteten Gerüsten die Frakturrate sehr niedrig zu halten und somit eine Alternative zu dem bisher geltenden Goldstandard der Metallkeramik anzuwenden. Es hat sich jedoch gezeigt, dass vollkeramische Restaurationen im Bereich der Verblendkeramik deutlich anfälliger für kleinere Abplatzungen, dem sogenannten "Chipping", sind.[44, 45]

2.4.1 Definition Chipping

Der in zahnmedizinischen Fachkreisen mittlerweile weitverbreitete Begriff "Chipping" kann mit verschiedenen Worten umschrieben werden. Man kann das Wort "Chipping" sowohl durch "abplatzen" im Sinne einer Adhäsionsfraktur, als auch im Sinne einer Kohäsionsfraktur durch "abscheren", "abschilfern" oder "abschuppen" übersetzen.[44] Abplatzungen (Adhäsionsfrakturen) beziehen sich vor allem auf den Verbund zwischen der Gerüstkeramik oder dem Metall und der Verblendkeramik. Ist dieser Verbund nicht ausreichend stark, kann es unter Einwirkung von verschiedenen Kräften zu Abplatzungen zwischen beiden Materialien kommen.

Durch neuere Systeme mit besseren Verbundeigenschaften ist es bereits gelungen, dieses Problem der Adhäsionsfraktur auch bei den vollkeramischen Systemen weitgehend zu beseitigen. Die momentane Diskussion wird daher hauptsächlich über kleinere Abschilferungen geführt. Bei diesen Kohäsionsfrakturen handelt es sich um kleinste Abschilferungen innerhalb der Verblendkeramik, welche gehäuft bei vollkeramischen Zirkoniumdioxidgestützten Systemen auftreten.[44-46]

2.4.2 Ursachen und Faktoren des Chippings

Keramische Werkstoffe sind immer noch sehr sensibel in ihrer Anwendung und Verarbeitung. Daher werden für das gehäufte Auftreten von "Chipping" im Sinne von Kohäsionsfrakturen bei vollkeramischen Zirkoniumdioxidgestützten Restaurationen, nach derzeitigen Erfahrungen, verschiedene Faktoren als ursächlich betrachtet.[44]

Faktorenübersicht:

1. Mechanische Bearbeitung/Nachbearbeitung
2. Präparation
3. Gerüstgestaltung/ Verblendungsdesign
4. Wärmeausdehnung und Temperatureinflüsse
5. Strukturelle Defekte innerhalb der Keramiken

Faktor 1: Mechanische Bearbeitung/Nachbearbeitung:

Keramische Werkstoffe, und ganz besonders Zirkoniumdioxid, sind sehr anfällig gegenüber zugeführten Spannungen oder mechanisch verursachten Defekten. Durch schleifendes Bearbeiten im endgesinterten Zustand kann es zu Rissinduktionen und Gefügeveränderungen innerhalb der Keramik kommen, welche für das spätere Versagen des Werkstoffes verantwortlich gemacht werden. Bei Zirkoniumdioxid kann es zusätzlich zu einer Phasenumwandlung von der tetragonalen Phase in die monokline Phase kommen. Dies bedeutet, dass innerhalb der Gefügestruktur unterschiedliche Spannungen auftreten, was wiederum zum Versagen des Werkstoffes führen kann.[44] Aus diesem Grunde ist darauf zu achten, dass die Keramik so wenig wie möglich mechanisch bearbeitet wird. Dies ist sowohl im Herstellungsprozess als auch bei der Nachbearbeitung und Einpassung in den Patientenmund zu beachten. Als Grundsatz für die mechanische Bearbeitung kann hier geltend gemacht werden: "So viel wie nötig, so wenig wie möglich". Meist ist trotz präziser Vorgehensweise ein gewisses Nachbearbeiten des Werkstoffes unumgänglich. In diesem Falle ist auf eine keramikgerechte Bearbeitung unter ausreichender Wasserkühlung zu achten.

Nach der Bearbeitung sollte in jedem Fall eine ausreichende Vergütung der Oberfläche durch Politurmaßnahmen oder einem erneuter Glanzbrand durchgeführt werden. Der Haftungsmechanismus zwischen dem Zirkoniumdioxidgerüst und der Verblendkeramik basiert nicht nur auf einem mechanischen Verbund, sondern vielmehr aus einem Zusammenspiel von mechanischen, physikalischen und chemischen Eigenschaften. Oberflächenbehandlungen des Gerüsts, wie z.B. Sandstrahlen, wirken sich eher nachteilig auf die Langlebigkeit der Restauration aus. Diese Maßnahmen können zu kleineren Defekten und internen Spannungen führen, die später Sprünge und Abplatzungen als Folge haben.[47] Wird auf die korrekte Anwendung und Bearbeitung geachtet, kann das Versagen der keramischen Werkstoffe deutlich reduziert werden.[44, 47, 48]

Faktor 2: Präparation

Einen ganz entscheidenden Anteil an dem langzeitigen Erfolg trägt auch bei vollkeramischen Restaurationen eine sorgfältige Präparation und Pfeilervorbereitung. Für die horizontale Abstützung und somit zur Vermeidung von Zugspannungen sollte unbedingt eine Hohlkehl- oder Stufenpräparation erfolgen. Desweiteren gelten die allgemeinen Präparationsregeln für Keramikpräparationen. Die Übergänge sollten rund gestaltet werden und es ist auf klare anatoforme Formen und Präparationsgrenzen zu achten.[44, 47]

Faktor 3: Gerüstgestaltung/ Verblendungsdesign

Als einer der wichtigsten Faktoren zur Vermeidung von "Chipping" bei Zirkoniumdioxidgestützten Restaurationen wird das Gerüst- und das Verblendungsdesign angesehen. Aus der Metallkeramik ist bereits bekannt, dass man die Verblendkeramik durch ein entsprechend gestaltetes Metallgerüst unterstützen muss. Hierbei sollte das Gerüst ausreichend dimensioniert und gestaltet werden, um die Verblendkeramik bestmöglich zu unterstützen und somit Abplatzungen zu vermeiden. Selbiges kann man auch für die vollkeramischen Restaurationen übernehmen. Die Zirkoniumdioxidgerüste sollten so gestaltet werden, dass sie die Verblendkeramik vor allem auch interdental unterstützen, da hier am häufigsten Abplatzungen festzustellen sind.[47, 49] Zugleich sollte auf eine gleichmäßige Schichtstärke und Dimensionierung der Verblendkeramik geachtet werden, um unnötige interne Spannungen zu vermeiden und die okklusal auftretenden Kräfte optimal zu verteilen.[50] Erst in zweiter Linie ist der Verbund zwischen Gerüst und Verblendung für das Auftreten von "Chipping" entscheidend.[43, 49, 51] Vorkontakte als Ausgangspunkt für Chippingphänomene sollten durch sehr präzise Herstellung und kontrolliertes Einschleifen vermieden werden. Beachtet man alle diese Faktoren, kann laut vieler Studien mit einem entsprechenden Gerüst- und Verblendungsdesign das Problem des Chippings deutlich reduziert werden. [44, 46, 48, 50, 52, 53]

Faktor 4: Wärmeausdehnung und Temperatureinflüsse

Wie bereits aus metallkeramischen Systemen bekannt ist, sind verschiedene Keramiken mit unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten ausgestattet. Diese gilt es zwischen Gerüst und Verblendkeramik optimal aufeinander abzustimmen, damit unnötige Spannungen, Rissbildungen und Abplatzungen vermieden werden. Bei der Auswahl ist darauf zu achten, dass für das entsprechende Zirkoniumdioxid die passende Verblendkeramik ausgewählt wird.[44, 54] Ein weiterer Punkt, der grundsätzlich unterschiedlich zur Metallkeramik ist, ergibt sich daraus, dass Keramik einen schlechten Wärmeleiter darstellt und damit ganz an-

ders auf den Aufheiz- oder Abkühlungsprozess beim Brennvorgang reagiert. Im metallkeramischen System kühlt das Metall als guter Wärmeleiter relativ schnell ab und setzt somit die Verblendkeramik unter Druckspannung. Komplette anders verhält sich die Zirkoniumdioxidkeramik als Gerüstwerkstoff, da sie einen schlechten Leiter darstellt und wesentlich langsamer abkühlt als Metall. Um unkontrollierte Spannungen, welche später zu Kohäsionsfrakturen führen können, zu vermeiden, sollte man ein rasches Aufheizen oder Abkühlen vermeiden und sich an die Herstellerangaben halten.[44, 55, 56]

Faktor 5: Strukturelle Defekte innerhalb der Keramiken

Die manuelle keramische Verblendung durch den Techniker besitzt immer eine gewisse Fehlerquelle der inneren Struktur, die nicht mit der Qualität von industriell hergestellten Keramiken vergleichbar ist. Es ist dem Techniker nicht möglich, gewisse kleinere Defekte wie Unreinheiten, Poren, Blasen oder Einschlüsse im Vorgang der manuellen Verblendung komplett auszuschließen. Die herkömmliche Verblendtechnik ermöglicht es daher nicht, eine absolut homogene Verblendung herzustellen. Inhomogenitäten, welche für Spannungen und Rissinduktionen mit verantwortlich sind, können nur durch industrielle Herstellung reduziert und kontrollierbar gemacht werden. Da diese unvorhersehbaren und unkontrollierbaren Inhomogenitäten unter einigen anderen Faktoren für das "Chipping" verantwortlich sind, gilt es eine Lösung zu finden, mit der Verblendungen auf industriellem Standard hergestellt werden. Dadurch könnte man eine deutlich bessere Qualitätskontrolle integrieren.[44, 57]

Als weiterer Punkt, der ganz entscheidend für die klinische Überlebensrate angesehen wird, ist die Oberflächenbeschaffenheit und Homogenität der Verblendung zu nennen. Um ein gutes und stabiles Langzeitergebnis mit minimalem "Chippingrisiko" zu erreichen, sollte die Oberfläche so wenige Defekte wie möglich aufweisen. Aus diesem Grund sollte man nach der Herstellung die Oberfläche möglichst nicht mehr mittels Schleifarbeiten bearbeiten. Ist ein Einschleifen der Restauration nicht zu vermeiden, sollte sie anschließend mit einer sorgfältigen und geeigneten Politur nachbearbeitet werden.[57] Durch eine nahezu perfekte innere Struktur und äußere Oberfläche kann man das Risiko des "Chippings" deutlich reduzieren.[44, 58]

2.4.3 Problematik der Schichtstärken

Schon lange stehen die verschiedenen Schichtstärken von Restaurationen im Blickfeld der prothetischen Versorgungen. Neben einem entscheidenden Einfluss auf das ästhetische Er-

gebnis haben sie auch einen großen Einfluss auf die Stabilität und die Langlebigkeit von Restaurationen. Ziel ist es sowohl bei metallkeramischen als auch bei vollkeramischen Restaurationen ein stabiles und ästhetisch anspruchsvolles Ergebnis mit möglichst geringen Materialschichtstärken zu erreichen. Das Streben nach geringen Schichtstärken resultiert aus den oft schwierigen oralen Platzverhältnisse und dem Versuch die postprothetischen endodontischen Probleme so gering wie möglich zu halten. Mehrfache Studien und der klinische Alltag belegen, dass der beste Schutz vor endodontischen Problemen mit der vorhandenen Restdentinstärke über der Kronenpulpa korreliert. Trotz vieler sich im Einsatz befindender Materialien wie diverser Calciumhydroxid-Präparate, wird dem Dentin noch immer die größte Schutzfunktion vor endodontischen Problemen zugesichert. Je mehr Dentin beziehungsweise Schmelz zwischen der Restauration und der Pulpa belassen werden kann, desto geringer ist das Risiko anschließend eine iatrogene Pulpitis durch Schleiftraumen oder ähnliches zu erzeugen.[59, 60] Mit der Einführung der vollkeramischen Restaurationen, wurde die Biokompatibilität und die Ästhetik der Versorgungen im Vergleich zur Metallkeramik zwar deutlich verbessert, jedoch benötigte die Vollkeramik deutlich höhere Schichtstärken um ein langzeitstabiles Ergebnis zu erzielen. Um optimale Ergebnisse zu erhalten, wird deshalb weiter nach Materialien und Techniken gesucht, welche die Eigenschaften einer ansprechenden Ästhetik, einer guten Stabilität und Festigkeit unter dem Gesichtspunkt der minimalen Schichtstärken vereinen.

2.5 Lösungsansätze durch neue Systeme

Das vermehrte Auftreten von "Chipping" bei Zirkoniumdioxidgestützten vollkeramischen Restaurationen, erforderliche Schichtstärken in Zeiten der Minimalinvasivität als auch wirtschaftliche Gründe haben zu neuen Herstellungsmethoden von Kronen und Brücken geführt. Ziel ist es, mit geringem Zeitaufwand, kostengünstige Kronen und Brücken herzustellen, welche eine hohe Eigenfestigkeit und gute Ästhetik bei geringen Schichtstärken und verminderter "Chipping" ermöglichen. Im folgenden werden zwei mögliche Lösungsansätze erläutert.

2.5.1 Sinterverbundtechnik (CAD-ON Technik)

Unter dem Gesichtspunkt der verbesserten Ästhetik und der besseren Biokompatibilität haben die vollkeramischen Restaurationen mittlerweile deutlich an Bedeutung und Verbreitung gewonnen. Es gibt bereits viele verschiedene Möglichkeiten, vollkeramische Restaurationen herzustellen. Eine absolute Neuheit in der vollkeramischen Restaurationsherstellung hat das

Team um Florian Beuer, Josef Schweiger und Marlis Eichberger an der Ludwig Maximilians Universität München entwickelt. Mit ihrer als "Sintertechnologie" (CAD-on Technik) bezeichneten Methode ist es erstmals möglich geworden, komplette Vollkeramik Verblendrestaurationen mit Hilfe des CAD/CAM Prozesses herzustellen. Mit dieser Herstellungsmethode werden nicht nur die Gerüste, sondern auch die Verblendungen mittels CAD/CAM hergestellt und anschließend miteinander verbunden. Durch diese Möglichkeit ergeben sich viele Vorteile gegenüber den bisherigen Herstellungsverfahren.

Das System der Sinterverbundtechnik:

Das System wurde an zwei verschiedenen CAD/CAM Anlagen in der Ludwig Maximilians Universität erprobt. Die Materialien können sowohl mit der Everest Anlage (KaVo Dental, Biberach/Riß) als auch mit dem inLab-Gerät (Sirona Dental Systems, Bensheim), welches in der vorliegenden Arbeit verwendet wurde, bearbeitet werden.[61] Das Gerüst wird mithilfe der Software unter gewissen Vorgaben [51] konstruiert und aus Zirkoniumdioxid heraus gefräst.

Anschließend wird die auf dem Gerüst passend konstruierte Verblendung aus Lithiumdisilikat-Keramik ebenfalls mit der CAD/CAM Anlage hergestellt. Das Gerüstmaterial wird aus einem vorgesinterten Zirkoniumdioxid Block hergestellt, um den Aufwand und Verschleiß des Schleifprozesses gering zu halten. Nach dem Schleifprozess wird das Gerüst einem Sinterbrand unterzogen um seine endgültige Härte und Form zu erreichen. Hierbei tritt eine gewisse Sinterschrumpfung des Gerüsts auf, welche zuvor in dem Konstruktionsvorgang berücksichtigt wurde. Somit erhält man eine Verblendstruktur, welche eine exakte Passung auf dem Zirkoniumdioxid Gerüst aufweist.[51, 61, 62] Die Verblendstruktur wird aus einer vorkristallinen Phase aus einem Lithiumdisilikatblock heraus geschliffen. Im Gegensatz zum Gerüst aus Zirkoniumdioxid besitzt die Verblendstruktur jedoch bereits nach dem Schleifvorgang ihre endgültige Form und unterliegt keinem weiteren Schrumpfungsprozess. Als geeignete Materialien haben sich dank ihrer gut aufeinander abgestimmten Materialeigenschaften (WAK von IPS e.max ZirCAD = $10,75 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$, WAK von IPS e.max CAD = $10,25 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) das Zirkoniumdioxidmaterial IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent) und die Lithiumdisilikat Keramik IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) erwiesen.[51, 61]

Nach der Herstellung des Gerüsts und der Verblendschale werden beide Teile durch eine niedrig schmelzende Keramikmasse (Konnektor) zusammengefügt. Dieses geschieht in einem weiteren Brand, in welchem zwei Schritte auf einmal vollzogen werden. Zum einen wird bei diesem als "Sinterverbundbrand" bezeichneten Vorgang die vorkristalline Verblendstruktur

einem Kristallisationsbrand unterzogen, zum anderen wird das Gerüst und die Verblendstruktur mit Hilfe der Konnektormasse versintert. Am Ende wird die Restauration mit ein oder zwei Malfarben- und Glasurmassebränden fertiggestellt.[51, 61, 63]

Wirtschaftlichkeit:

Der Herstellungsprozess der Sinterverbundkronen ist relativ einfach und mittels geringem Zeitaufwand möglich. Dank der CAD/CAM Technologie, welche bei diesem System die technisch schwierige und aufwändige Verblendung erstellt, ist der Zeitaufwand zur herkömmlichen Herstellung von Verblendkronen deutlich reduziert. Somit muss der Techniker nur noch die Krone am Computer designen bzw. individualisieren und die nötigen Zwischenschritte ausführen. Durch diese deutliche Zeitersparnis zu herkömmlichen Systemen ist es möglich, die Produktionskosten pro Einheit deutlich zu senken.[51, 61]

Festigkeit, Zuverlässigkeit, Verbundsystem (reduzierte Schichtstärken):

Zu den Sinterverbundkronen existieren bisher nur wenige klinische Daten und diese beziehen sich auf Kurzzeitstudien mit einer Beobachtungsdauer von 12 Monaten.[64] Aus verschiedenen In-vitro-Untersuchungen geht jedoch hervor, dass dieses System eine signifikant höhere Festigkeit gegenüber manuell geschichteten Kronen besitzt.[62, 65] Für Einzelzahnkronen im Seitenzahnbereich konnte ein Bruchwert von 6262 N erreicht werden, wohingegen manuell Verblendete Kronen einen Bruchwert von nur 3700 N erzielten.[62] Die Bruchlasten von viergliedrigen Seitenzahnbrücken erreichten mit 2188 N ebenfalls signifikant höhere Werte als manuell Verblendete mit 1.388 N.[66-69] Die Schichtstärken mit denen diese hervorragenden Festigkeitswerte erzielt wurden, sind mit denen der manuell verblendeten vollkeramischen Restaurationen vergleichbar. Laut einiger Studien ist die Zuverlässigkeit und auch die Verbundfestigkeit (Verbund zwischen Gerüstmaterial, Konnektor und Verblendkeramik) den manuell geschichteten Kronen deutlich überlegen.[51, 62, 65]

Die erhöhte Eigenfestigkeit der Sinterverbundkronen lässt Rückschlüsse auf die benötigte Mindestschichtstärke zu. Es ist davon auszugehen, dass geringere Schichtstärken immer noch eine ausreichende Festigkeit gewährleisten. Die ausreichende Festigkeit trotz niedrigerer Schichtstärken hat sehr vielversprechende Auswirkungen. Würde man sich mit den Schichtstärken im Bereich der Schmelzstärken bewegen, wäre es möglich, die Kronen mittels Schmelzätzung zu befestigen. Damit könnte man den Verbund Zahn zu Krone ohne die Ausdehnung der Retentionsfläche deutlich erhöhen.

Ein weiterer Vorteil, welcher sich aus der Zahnschubstanz schonenden Vorgehensweise ergibt, ist die Reduktion der Schleiftraumen und damit die Reduktion der postprothetisch endodontischen Probleme. Bei schwierigen Platzverhältnissen, vor allem im posterioren Seitenzahnbereich, müsste man nicht auf Kosten der Zahnschubstanz Platz generieren, sondern könnte die Schichtstärke der Krone dementsprechend reduzieren. Wie sich das System mit reduzierten Schichtstärken im Vergleich zu anderen Systemen und Schichtstärken darstellt und welche ästhetischen Konsequenzen sich im Hinblick auf das Transluzenzverhalten ergeben, war Ziel der folgenden In-vitro-Untersuchung.

Ästhetik:

Im Bezug auf Ästhetik ist die Sinterverbundkrone im Vergleich zu Monoblockrestorationen sicherlich als gleichwertig, wenn nicht sogar als überlegen, einzustufen.[51, 61] Die guten ästhetischen Eigenschaften der Lithiumdisilikat Verblendkeramik und die individuelle Farbgestaltung durch den abschließenden Malfarben- und Glasurmassenbrand ermöglichen ein gutes ästhetisches Ergebnis. Zugleich muss man jedoch feststellen, dass sie nicht an eine individuell vom Techniker geschichtete Verblendkrone heranreichen.[51, 62]

Chipping:

Um das "Chippingrisiko" so gering wie möglich zu halten, müssen auch bei dem System der Sinterverbundkronen die unter Punkt 2.4.2 aufgeführten Faktoren berücksichtigt werden. Die unter Faktorenübersicht aufgeführten Punkte 1-4 (1. Mechanische Bearbeitung/Nachbearbeitung, 2. Präparation, 3. Gerüstgestaltung/ Verblendungsdesign, 4. Wärmeausdehnung und Temperatureinflüsse) sollten nach aktuellem Wissensstand wie oben dargestellt und vom Hersteller vorgegeben angewendet werden. In diesen Punkten ist kein relevanter Unterschied zu herkömmlichen Systemen zu erkennen. Die Herstellung muss lediglich auf die verwendeten Materialien abgestimmt sein. Der einzuhaltende Herstellungsprozess wird in verschiedenen Artikeln [51, 61-63] und in der Verarbeitungsanleitung der Firma Ivoclar Vivadent (Schaan/Lichtenstein) [70] ausführlich dargestellt. Ein deutlicher Vorteil des Sinterverbundsystems wird in der erhöhten Eigenfestigkeit, Bruchlastwerte von 6262 N für Einzelkronen im Seitenzahnbereich und 2188 N für viergliedrige Seitenzahnbrücken [62], gesehen. Dies sollte sich auch Vorteilhaft im Hinblick auf das "Chipping" auswirken.

Der größte Unterschied zu den herkömmlich hergestellten Restorationen liegt jedoch darin, dass es möglich ist, sowohl das Gerüst als auch die Verblendung aus industriell hergestellten Blöcken zu fertigen. Damit kann ein industrieller, kontrollierbarer Standard in der Herstellung

von vollkeramischen Restaurationen eingeführt werden.[51] Innere Strukturdefekte (Poren, Blasen, Einschlüsse), welche durch das manuelle Verblenden entstehen, werden bei diesem Herstellungsprozess praktisch ausgeschlossen. Mögliche Fehlerquellen, welche für das "Chipping" verantwortlich sind, können somit vermieden werden. In einigen Studien wurde bereits belegt, dass "Chipping" durch das Sinterverbundsystem deutlich reduziert werden kann.[62, 65]

2.5.2 Vollanatomische Zirkoniumdioxidrestaurationen

Durch die neuen Design- und Herstellungsprozesse und einer gezielten Weiterentwicklung des Hochleistungswerkstoffes Zirkoniumdioxid ist ein weiteres System entstanden, mit welchem versucht wird, die Problematik des Chippings zu lösen und gleichzeitig die Möglichkeit besteht, die Schichtstärken aufgrund der Eigenfestigkeit zu reduzieren. Dieses System besteht aus vollanatomischen, monolithischen Restaurationen aus Zirkoniumdioxidkeramik.

Das System der vollanatomischen monolithischen Restaurationen:

Vollanatomische monolithische Restaurationen werden, wie es der Name schon sagt, aus einem industriellen Zirkoniumdioxidblock gewonnen. Die komplette Restauration wird aus dem Zirkoniumdioxid mittels CAD/CAM hergestellt. Es besteht die Möglichkeit die Rohlinge vorgefärbt in verschiedenen Farbstufen zu verwenden oder man färbt sie individuell im vorge-sinterten Zustand, um eine bessere ästhetische Farbgebung zu erhalten. Um eine noch natürlichere und individuellere Farbgebung zu erhalten, kann das optische Ergebnis der Restaurationen anschließenden mit einem Mal- und Glanzbrand optimiert werden. Das beste ästhetische Ergebnis erreicht man, indem die Zirkoniumdioxidgerüste mit Verblendkeramik verblendet werden. Jedoch spricht man dann im eigentlichen Sinne nicht mehr von vollanatomischen, monolithischen Kronen sondern von Zirkoniumdioxidverblendkronen. Letzteres ist vor allem im ästhetisch sehr wichtigen Frontzahnbereich erforderlich. In der von vielen Anbietern (3M Espe, Degudent, Haraeus, Wieland) bereitgestellten Produktpalette werden bereits verschiedene Farben und Transluzenzgrade zur Verfügung gestellt.

Der Ansatz dieses System verfolgt zwei Hauptziele. Zum einen geht er davon aus, dass es kein Chipping gibt, solange es keine Verblendung gibt. Zum anderen wird ein Vorteil in der hohen Eigenfestigkeit des Werkstoffes gesehen, welcher es ermöglichen soll, die Schichtstärken zu reduzieren und dadurch eine minimalinvasive Präparation gestattet.[64, 71, 72]

Wirtschaftlichkeit:

Da die Restaurationen komplett mittels CAD/CAM hergestellt werden und die aufwendige Verblendung durch den Techniker entfällt, können sie mit einem viel geringeren Zeit- und Kostenaufwand hergestellt werden als herkömmlich verblendete Metallkeramik- oder Vollkeramikronen. Gleichzeitig fallen die Materialkosten im Vergleich zu Metallkeramikrestaurationen deutlich geringer aus, da der momentan sehr hohe Goldpreis entfällt. In einigen Artikeln wird deshalb auch von der "weißen" Alternative zu NEM (nichtedelmetall) Restaurationen gesprochen.[71-73]

Festigkeit, Zuverlässigkeit, Verbundsystem (reduzierte Schichtstärken):

Die Verbundfestigkeit zwischen Verblendung und Gerüst kann bei diesem System außer Acht gelassen werden, da es keine Verblendung gibt. Die ganze Restauration besteht aus einem Stück Zirkoniumdioxid und erreicht somit eine sehr hohe Eigenfestigkeit. Bisher ist die Anwendung von vollanatomischen, monolithischen Restaurationen nur in einzelnen Studien mit geringer Beobachtungsdauer dokumentiert.[64, 74, 75] Jedoch haben viele In-vitro-Untersuchungen zu Zirkoniumdioxid hervorragende Ergebnisse hervorgebracht. In den meisten Studien liegt der Schwachpunkt der Zirkonkronen im Bereich der Verblendung, welche bei vollanatomischen, monolithischen Kronen nicht vorhanden ist.[76-79] Durch die von *Beuer et al.*[80] bestätigte hohe Bruchfestigkeit, sollte es möglich sein, die Schichtstärken zu reduzieren und somit Restaurationen mit minimalinvasiver Präparation herzustellen. Dies hat den Vorteil, dass eine deutlich geringere Anzahl posttraumatischer, endodontischer Läsionen zu erwarten wäre.

Da Zirkoniumdioxid ein sehr hartes Material ist, wurde lange Zeit angenommen, dass der natürliche Antagonist dadurch stärker geschädigt wird. Neue Untersuchungen widerlegen dies jedoch, und zeigen auf, dass die Abrasivität am Antagonisten vor allem von der Oberflächenbeschaffenheit abhängt. Zirkonrestaurationen können mittels geeigneter Politur eine sehr glatte Oberfläche aufweisen, welche selbst sehr wenig abradert und dadurch über lange Zeit intakt und glatt bleibt. Verschiedene Studien haben ergeben, dass Antagonisten von Zirkoniumdioxidkronen weniger stark abradieren als Antagonisten von feldspatischen Verblendkeramiken oder Lithiumdisilikatkeramiken.[80-85] Es muss jedoch auf eine geeignete Politur des Zirkoniumdioxids geachtet werden, da ansonsten deutlich höhere Abrasionswerte am Antagonisten auftreten.

Ein ernstzunehmender Risikofaktor, der durch die hohe Härte des Materials entsteht, wird in Schmelzfrakturen des Antagonisten gesehen.[83] Um dies so gut wie Möglich zu vermeiden,

sollte man die Restaurationen sehr exakt einpassen und die Okklusion fein einstellen. Vorkontakte sind in jeder Hinsicht zu vermeiden. Unter der Berücksichtigung dieser Faktoren, scheint die vollanatomische monolithische Zirkoniumdioxidkrone eine gute Alternative vor allem zur NEM Krone darzustellen.

Ästhetik:

Ein großer Nachteil der vollanatomischen Zirkoniumdioxidkronen lag bisher in der Ästhetik. Durch das stark opak wirkende Zirkon konnte keine adäquate Farbgebung ohne eine Verblendung vorgenommen werden. Die neueren Materialien und Techniken, allen voran die transluzenten Zirkoniumdioxide sowie die Möglichkeit, das Zirkoniumdioxid einzufärben, geben jedoch die Möglichkeit für neue Indikationsbereiche. Laut Studien von *Beuer et al [80]*, ist die Lichtdurchlässigkeit von vollanatomischen Zirkoniumdioxidkronen höher als die von verblendeten Zirkoniumdioxidkronen. Diese neuen Materialeigenschaften ermöglichen es, ein ansprechendes ästhetisches Ergebnis vor allem im Seitenzahnbereich zu erhalten. Für hochästhetische Frontzahnrestaurationen ist es allerdings weiterhin sinnvoll, eine durch den Techniker individuell verblendete Restauration zu verwenden.

Chipping:

Wie bereits im oberen Abschnitt erläutert, ist das "Chippingrisiko" bei vollanatomischen, monolithischen Zirkoniumdioxidkronen deutlich geringer, wenn nicht sogar komplett auszuschließen, da es keine Verblendstruktur gibt, welche von "Chipping" betroffen ist. Durch die hohe Bruchfestigkeit und hohe Eigenfestigkeit ist auch ein Versagen der ganzen Restauration sehr unwahrscheinlich. Die Problematik, die sich durch das sehr harte Material ergibt, liegt nicht in der Frakturanfälligkeit der Restaurationen, sondern vielmehr in der des Antagonisten. Diese sind laut Studien anfälliger für Schmelzsprünge.[83]

2.6 Testverfahren und Parameter

2.6.1 Kausimulation

Um gesetzliche und ethische Vorgaben zu erfüllen, werden neu entwickelte Werkstoffe, bevor sie im klinischen Alltag eingesetzt werden, mithilfe verschiedenster Testverfahren auf ihre In-vivo Tauglichkeit überprüft. In der Kausimulation werden die Dentalwerkstoffe auf ihre Tauglichkeit und Belastbarkeit in der Mundhöhle getestet. Hierbei werden die mechanischen, thermischen und hydrolytischen Faktoren so ausgewählt, dass sie möglichst dem Vor-

bild der Mundhöhle entsprechen. Aufgrund der realistischen Bedingungen der Simulation lassen sich Rückschlüsse auf das Verhalten der Werkstoffe in der Mundhöhle ziehen, bevor sie In-vivo eingesetzt werden.[86, 87] Für die Kausimulation stehen verschiedene Simulatoren zur Verfügung. Der unterschiedliche Aufbau der Simulatoren erschwert jedoch einen Ergebnisvergleich. Heintze et al beschreibt verschiedene Simulatoren und stellt den in dieser Arbeit verwendeten Willytec Kausimulator als eine wirtschaftlich gute Lösung dar.[86] Der Willytec Simulator ermöglicht es, verschiedenste Materialproben auf ihre Abrasion und Dauerbelastbarkeit zu überprüfen.

2.6.2 Abrasionsmessung und Oberflächenstruktur

Um die Abrasion der Materialien nach einer Kausimulation messen und auswerten zu können, bedient man sich einer Volumenmessung. Die Oberflächen der Restaurationen werden sowohl vor als auch nach Simulation mithilfe eines Laserscanners erfasst und anschließend übereinandergelegt. Hierdurch erhält man eine Volumendifferenz, welche sowohl graphisch als auch numerisch ausgewertet werden kann.[88] Um zusätzlich Rückschlüsse auf die Eigenschaften der Oberflächenstruktur ziehen zu können, besteht die Möglichkeit Rasterelektronenmikroskopaufnahmen anzufertigen. Durch die Betrachtung und Auswertung der Aufnahmen an den Abrasionsstellen können zusätzliche Informationen über das Abrasionsverhalten der Materialien gewonnen werden.

2.6.3 Transluzenzmessung

Da restaurative Versorgungen neben dem funktionellen Ergebnis auch immer mehr über die ästhetische Komponente beurteilt werden, ist es gerade bei vollkeramischen Versorgungen sehr wichtig, dass die optische Anpassung an die natürlichen Zähne gelingt. Für ein optimales Ergebnis ist es wichtig, das passende Material auszuwählen. In Farbgebung und Transluzenz gibt es deutliche Unterschiede innerhalb der vollkeramischen Materialien.[89, 90] Die Transluzenz ist die partielle Lichtdurchlässigkeit eines Materials und beschreibt somit das Verhältnis von einfallender zu durchgelassener Lichtintensität. Jeder Zahn besitzt durch seinen Aufbau aus Dentin und Schmelz eine charakteristische Transluzenz, welche vom jeweiligen Lichtspektrum, der absorbierten und der reflektierten Lichtstrahlen abhängt. Um diese mit vollkeramischen Versorgungen zu imitieren, benötigt man keramische Massen, die ähnliche Transluzenzeigenschaften wie der natürliche Zahn besitzen und eine ausreichende Schichtstärke.[91, 92] Zusätzlich zum keramischen Material haben auch die Anzahl der durchgeführ-

ten Brände, die Schichtstärken der Keramiken und die unter den Restaurationen verbleibenden Zahnschichten einen entscheidenden Einfluss auf die Transluzenz der Restauration.[93-96] Um die Transluzenz messen zu können, bedient man sich spektralphotometrischer Messgeräte. Mit Hilfe dieser kann die Transluzenz eines Materials innerhalb eines gewissen Lichtspektrums prozentual bestimmt und mit anderen verglichen werden.

2.6.4 Bruchfestigkeitsbestimmung von Keramiken

Die Bruchfestigkeit definiert sich über den Widerstand, den ein Material gegenüber einer gleichmäßig steigenden Belastung aufbringen kann, bevor es zu einem Bruch kommt. Angegeben wird die Bruchfestigkeit mit der erreichten Bruchlast in N. Abzugrenzen von der Bruchfestigkeit ist die Biegefestigkeit, welche als Druck in MPa angegeben wird und mit unterschiedlichen Versuchen wie dem Drei-Punkt Biegeversuch oder dem Vier-Punkt Biegeversuch ermittelt werden kann. Die Biegefestigkeit eines Materials wird mit genormten Prüfkörpern und Versuchsaufbauten ermittelt und ermöglicht somit eine Aussage zu den Materialeigenschaften. Im Gegensatz dazu wird in der Bruchlastanalyse die Kraft N festgestellt, welche zum Versagen des Werkstoffes führt. Diese Bruchlasttests sind mit Restaurationen möglich, welche unterschiedliche Formen und Größen besitzen und damit den klinischen Versorgungsmustern sehr nahe kommen.

Wie in der Literatur beschrieben, ist es ein schwieriges Unterfangen In-vitro Bruchlasttests unter klinisch realistischen Bedingungen durchzuführen. Sehr viele Faktoren wie zum Beispiel die Schichtstärke, die Befestigungsmethode, das Material der Probestümpfe, das Design, die Kontaktfläche und die Krafteinleitung wirken sich entscheidend auf die Bruchlastergebnisse aus.[77, 97, 98] Aus diesem Grund sollten In-vitro Testergebnisse eher als prognostischer Anhaltspunkt gesehen werden, welche es mit klinischen Untersuchungen zu belegen gilt. Zusätzlich zu den verschiedensten Faktoren, welche alle einen Einfluss auf die erhaltenen Ergebnisse ausüben, muss berücksichtigt werden, dass in verschiedenen Studien oft unterschiedlichste Bruchmuster und Brucharten untersucht werden. Je nachdem ob initiale Bruchmuster oder erst das endgültige Versagen berücksichtigt werden, ergeben sich deutlich unterschiedliche Werte.[97]

3. Material und Methode

3.1 Übersicht

Es wurde eine Untersuchung an 60 Einzelkronen auf 12 Titanprüfstümpfen des Zahnes 47 mit 3 verschiedene Vollkeramiksyste men in unterschiedlichen Schichtstärken durchgeführt.

Gruppen	Systeme	Anzahl der Proben	Schichtstärken	Material
Gruppe 1 (Kontrollgruppe)	Handverblendete Vollkeramik kronen	12	Gerüst: 0,5 mm Verblendung: 0,8 mm Gesamt: 1,3 mm	Gerüst: Zirluna Verblendung: e.max Ceram
Gruppe 2	Vollanatomische Zirkoniumdioxidkronen	12	Gesamt: 0,5 mm	Zirluna
Gruppe 3	Vollanatomische Zirkoniumdioxidkronen	12	Gesamt: 1,0 mm	Zirluna
Gruppe 4	Sinterverbundkronen	12	Gerüst: 0,5 mm Verblendung: 0,8 mm Gesamt: 1,3 mm	Gerüst: e.max ZirCAD Verblendung: e.max CAD
Gruppe 5	Sinterverbundkronen	12	Gerüst: 0,3 mm Verblendung: 0,5 mm Gesamt: 0,8 mm	Gerüst: e.max ZirCAD Verblendung: e.max CAD

Tab. 3: Übersicht der Gruppen

Verwendete Keramikmaterialien:

ZirLuna Zirkoniumdioxidkeramik (Ztm. Volker Scharl, ACF, Amberg,)

IPS e.max Ceram (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

IPS e.max ZirCAD (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

IPS e.max CAD (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Arbeitsschritte/Methode:

- Mit allen 60 Einzelkronen durchgeführt:
 - Herstellung der Einzelkronen

- Oberflächenscan mit dem Laserscanner 3D Pro Willytec
 - künstliche Alterung im Willytec-Kausimulator
 - Oberflächenscan mit dem Laserscanner 3D Pro Willytec nach künstlicher Alterung
 - Bruchtest in der Universalprüfmaschine
- Mit jeweils 2 Einzelkronen jeder Gruppe durchgeführt:
- REM Aufnahmen vor und nach künstlicher Alterung
 - Transluzenzmessungen

3.2 Probestümpfe

Als Probestümpfe dienten 12 Titan Duplikate eines präparierten Frasaco Zahnes 47 (frasaco GmbH, Tett nang), welche bereits in mehreren Versuchsreihen verwendet wurden.



Abb. 1: Titanstümpfe

Als Ausgangsmodell diente ein präparierter Frasacozahn 47 (frasaco GmbH, Tett nang). Die Präparation erfolgte streng nach vorgegebenen keramischen Präparationsregeln. Circular wurde 1,0 mm und okklusal 1,5 mm Substanz abgetragen. Mit Hilfe einer Parallelfräse wurde ein Präparationswinkel von 4° eingehalten, wodurch sich ein Konuswinkel von 8° einstellte. Für den Abschluss der Präparationsgrenze wurde eine Hohlkehlpräparation gewählt und anschließend wurden alle Kanten und Ecken geglättet. Der so erhaltenen Kunststoffstumpf wurde anschließend von der Firma KaVo mit der entsprechenden CAD/CAM Vorrichtung zu 12 Titanstümpfen vervielfältigt.

Mit Hilfe von Silikon Dubliermasse wurde eine negative Form der Probestümpfe hergestellt, welche als Grundlage für die präzise Vervielfältigung der Titanstümpfe diente. Diese wurde unter Einhaltung der Herstellerangaben mit Klasse 4 Rocky Mountain Gips (Klasse 4 Dental

GmbH, Augsburg) mehrfach ausgegossen. Auf den so erhaltenen 60 Gipsstümpfen wurden anschließend die Einzelkronen hergestellt.

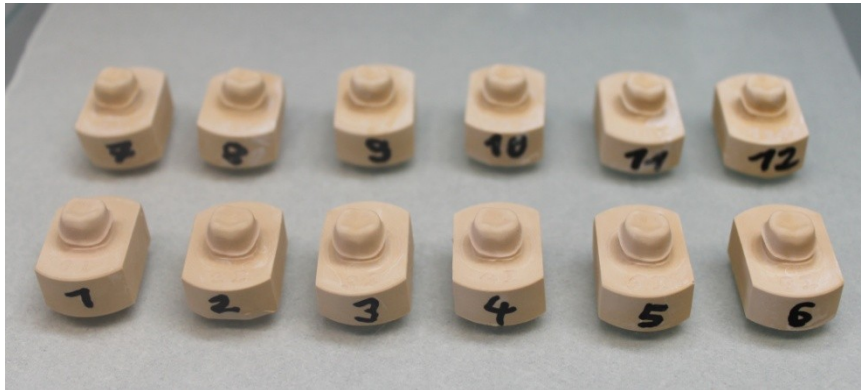


Abb. 2: Gipsstümpfe (Rocky Mountain)

3.3 Herstellung der handverblendeten Vollkeramikronen

3.3.1 Herstellung der Gerüste der handverblendeten Vollkeramikronen (Gruppe 1 Kontrollgruppe)

Anhand der oben genannten Gipsstümpfe wurden im Amberger Central Fräs-Center (Ztm. Volker Scharl, ACF, Amberg) mittels CAD/CAM 12 Zirluna Zirkoniumdioxidgerüste der Mindestschichtstärke 0,5 mm hergestellt, auf Passung kontrolliert und gegebenenfalls auf den jeweiligen Stümpfen nach bewährtem Muster aufgepasst.



*Abb. 3: Zirluna Zirkonoxidkeramikgerüst
von okklusal/vestibulär*



*Abb. 4: Zirluna Zirkonoxidkeramikgerüst
von basal*

3.3.2 Zirluna Zirkoniumdioxidkeramik

Zirluna ist ein nano kristallines transluzentes Zirkoniumdioxid, welches aufgrund seiner Stabilität und seiner Transluzenzeigenschaften sehr gut für vollanatomische vollkeramische Restaurationen geeignet ist.

Zusammensetzung:

(in Gew%)

ZrO ₂ +HfO ₂	95
Y ₂ O ₃	5
Al ₂ O ₃ , SiO ₂ , Fe ₂ O ₃ , Na ₂ O	< 0,1

Tab. 4: Chemische Werkstoffdaten ZirLuna [99]

Löslichkeit:

Essigsäure 4 %	µg/cm ²	2000
Salzsäure 20 %	µg/cm ²	20
Schwefelsäure 95 %	µg/cm ²	10

Tab. 5: Löslichkeit ZirLuna [99]

Physikalische Werkstoffdaten:

Dichte	g/cm ³	6,0
Mittlere Biegefestigkeit (EN ISO 6872)	MPa	1.320
Weibull-Modul	-	14
Bruchzähigkeit	MPa m ^{1/2}	11,0
Härte	GPa	12
E-Modul	GPa	210
Wärmeleitfähigkeit	W/mK	2
Wärmeausdehnungskoeffizient	10 ⁻⁶ /K	10,8
Korngröße, Pulver	µm	0,05
Gesamtstrahlungsintensität U238	Bq/g	< 0,6
Offene Porosität	%	0

Tab. 6: Physikalische Werkstoffdaten ZirLuna [99]

3.3.3 Verblendung der handverblendeten Vollkeramikronen

Die 12 ZirLuna Zirkoniumdioxidgerüste wurden in der prothetischen Abteilung der LMU München mit der herkömmlichen Schichttechnik verblendet. Als Keramikofen diente der Vacumat 40 (Zahnfabrik Vita, Bad Säckingen).



Abb. 5: Keramikofen Vacumat 40
(Zahnfabrik Vita, Bad Säckingen)

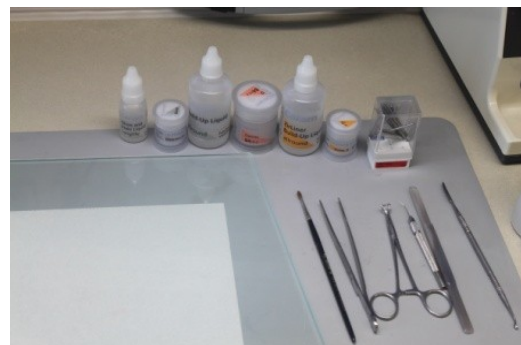


Abb. 6: Verblendmaterialien
(IPS e.max Ceram)

Nach der Schichtstärkenkontrolle der Zirluna Zirkoniumdioxidgerüste mittels Tasterzirkel wurden die Gerüste mit einem Dampfstrahler gereinigt, um sie absolut schmutz- und fettfrei zu machen. Als Verblendmaterial diente IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Begonnen wurde mit dem Auftrag einer Zirlinerschicht (IPS e.max Ceram ZirLiner3, ZirLiner Build Up Liquid allround) und dem ZirLiner-Brand. Dem folgte das Auftragen der Dentinmasse (IPS e.max Ceram Dentin B4) und der Dentinbrand. Dieser wurde zweimal durchgeführt. Auf Schmelzmasse wurde verzichtet. Anschließend wurde die Keramik mit feinen Diamantschleifkörpern bearbeitet, um eine konstante gleichmäßige Mindestschichtstärke von 1,3 mm zu erreichen. Diese Schichtstärke wurde erneut mit Hilfe eines Tasterzirkels kontrolliert. Als letzter Arbeitsschritt folgte das Auftragen der Glasurmasse (IPS e.max Ceram Glaze Powder, Glaze and Stain Liquid longlife) und der Glanzbrand. Die Verblendungen wurden mit den technischen Parametern aus Tabelle 7 durchgeführt.



Abb. 7/8/9: handverblendete Kronen auf Stümpfe aufgepasst

	Bereit- schafts- tempera- tur (°C)	Schließ- zeit (min)	Aufheiz- rate (°C/min)	Brenn- tempe- ratur (°C)	Halte- zeit (min)	Vaku- um 1 (°C)	Vaku- um 2 (°C)
ZirLiner Brand	403	4	60	960	1	450	959
Wash- Brand	403	4	50	750	1	450	749
1. Dentin Brand	403	4	50	750	1	450	749
2. Dentin Brand	403	4	50	750	1	450	749
Glanzbrand	403	6	60	725	1	450	724

Tab. 7: Technische Parameter des Brennvorgangs der Verblendungen von Zirluna Zirkoniumdioxidgerüsten mit IPS e.max Ceram (Vacumat 40 Fa. Vita, Bad Säckingen).

Standard-Zusammensetzung: (in Gew%)

	Verblendmateri- alien	Korrekturmas- sen	ZirLiner
SiO ₂	60,0 - 65,0	61,0 - 68,0	50,0 - 60,0
Al ₂ O ₃	8,0 - 12,0	5,0 - 8,0	16,0 - 22,0
Na ₂ O	6,0 - 9,0	5,0 - 8,0	6,0 - 11,0
K ₂ O	6,0 - 8,0	5,0 - 8,0	4,0 - 8,0
ZnO	2,0 - 3,0	2,0 - 4,0	---
CaO, P ₂ O ₅ , F	2,0 - 6,0	2,0 - 5,0	2,5 - 7,5
Andere Oxide	2,0 - 8,5	1,5 - 9,0	1,5 - 8,0
Pigmente	0,1 - 1,5	0,1 - 0,7	0,1 - 3,0

Tab. 8: Chemische Werkstoffdaten IPS e.max Ceram [100]

Physikalische Werkstoffdaten:

		Verblendmaterial	Korrekturmassen	ZirLiner
Biaxial Biegefestigkeit	MPa	90 ± 10	90 ± 10	90 ± 10
Chemische Löslichkeit	µg/cm ²	15 ± 5	15 ± 5	15 ± 5
Ausdehnungskoeffizient (100-400 °C)	10 ⁻⁶ K ⁻¹	9,5 ± 0,25	9,5 ± 0,25	9,8 ± 0,25
Transformationstemperatur	°C	490 ± 10	470 ± 10	645 ± 10

Tab. 9: Physikalische Werkstoffdaten IPS e.max Ceram[100]

3.4 Herstellung der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen

Die 24 vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen wurden im Amberger Central Fräs-Center mittels CAD/CAM Technologie hergestellt. Als Grundlage für die Herstellung dienten die weiter oben erwähnten Gipsstümpfe. Es wurden 12 Kronen der Mindestschichtstärke 0,5 mm und 12 Kronen der Mindestschichtstärke 1 mm hergestellt. Die Kronen wurden auf gute Passung kontrolliert und gegebenenfalls aufgepasst. Anschließend wurde in der prothetischen Abteilung der LMU München noch ein Glanzbrand, identisch zu dem der handverblendeten Kronen durchgeführt, um vergleichbare Oberflächen zu erhalten. Die technischen Daten zu Zirluna Zirkoniumdioxidkeramik wurden bereits unter Punkt 3.3.2 dargestellt.



Abb. 10/11: vollanatomische Zirluna Zirkoniumdioxidkronen vor Glanzbrand



Abb. 12/13: vollanatomische Zirluna Zirkoniumdioxidkronen nach Glanzbrand

3.5 Herstellung der Sinterverbundkronen

3.5.1 Schleifmaschine

Zur Herstellung der Sinterverbundkronen wurde die Schleifmaschine inLab MC XL aus dem inLab-System von Sirona verwendet. Sowohl die Gerüste als auch die Verblendungen wurden mit der inLab MC XL Schleifmaschine in der prothetischen Abteilung der zahnärztlichen Poliklinik München hergestellt.



Abb. 14: inLab MC XL (Sirona)

3.5.2 Herstellung der Gerüste der Sinterverbundkronen mittels CAD/CAM

Um die Gerüste mit der inLab MC XL Schleifmaschine von Sirona herzustellen, wurde ein oben erwähnter Gipsstumpf mithilfe des inEOS Blue Scanners (Sirona) eingescannt. Anschließend wurde auf diesem Scan mit der Sirona inLab 3D Software jeweils ein Gerüst mit der Schichtstärke 0,5 mm und ein Gerüst mit der Schichtstärke 0,3 mm konstruiert. Basierend auf dem Datensatz der beiden Gerüstdesigns wurden jeweils 12 Gerüste mit der inLab MC XL Maschine aus den Keramikblöcken (e.max ZirCAD) heraus geschliffen.

Für das Design der Gerüste wurden zuerst die Parameter (Einzelkrone, Multilayer, der entsprechende Zahn (47) und die verwendeten Materialien, e.max ZirCAD für das Gerüst und e.max CAD für den Überwurf) ausgewählt. Anhand dieser Daten setzte das Programm seine dazu passenden voreingestellten Parameter fest. Anschließend wurde der Gipsstumpf auf einer für den 360°-Scan vorgesehenen Rotationsmaus direkt unter der Kamera des Scanners positioniert, so dass dieser in einem 60°-Winkel dazu stand. Die korrekte Position des Stumpfes wurde anhand des auf den Monitor übertragenen Bildes eingestellt. Nach korrekter Ausrichtung wurde der Scanvorgang mit einem kurzwelligen blauen Licht durchgeführt. Während des Scans wurde der Stumpf von der Rotationsmaus gedreht und somit von allen Seiten einzelne Aufnahmen angefertigt, welche das Programm zu einem kompletten Bild des Stumpfes zusammensetzte. Mit Hilfe der Software wurden zuerst die nicht relevanten Bereiche des eingescannten Gipsstumpfes entfernt und sowohl die Präparationsgrenze als auch die Einschubrichtung festgelegt. Das Programm erstellte einen Vorschlag für eine vollanatomische Krone, welcher individuell in Form und Schichtstärke bearbeitet und dem Versuchsaufbau angepasst wurde. Ausgehend von dieser Gesamtkonstruktion, rechnete das Programm zurück auf die Gerüststruktur, welche in Bezug auf die Schichtstärke ebenfalls angepasst wurde. Anschließend wurden die konstruierten Daten an die Schleifmaschine übermittelt, der entsprechende e.max ZirCAD Block eingesetzt und der vollautomatische Schleifvorgang gestartet.

Die folgenden Abbildungen geben eine Übersicht über den Konstruktionsvorgang.

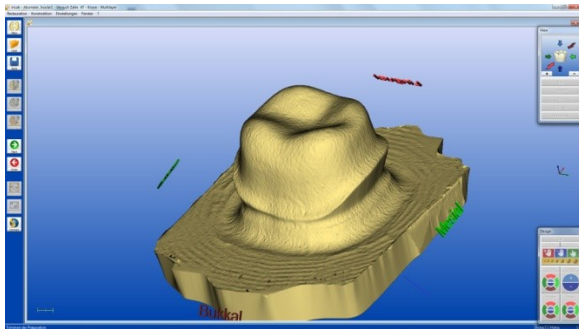


Abb. 15: Digitales Bild des eingescannten Stumpfes

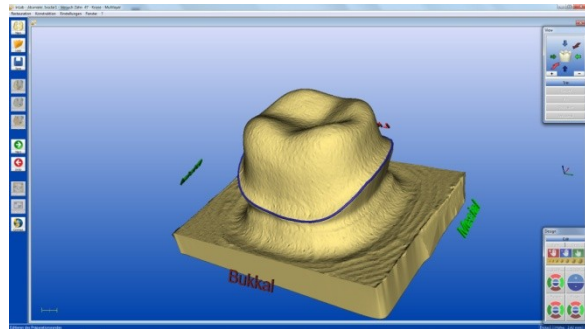


Abb. 16: Digitales Bild des Stumpfes mit festgelegter Präparationsgrenze

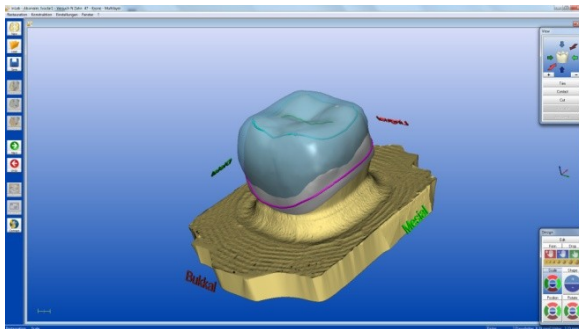


Abb. 17: Digitales Bild der Gesamtkonstruktion

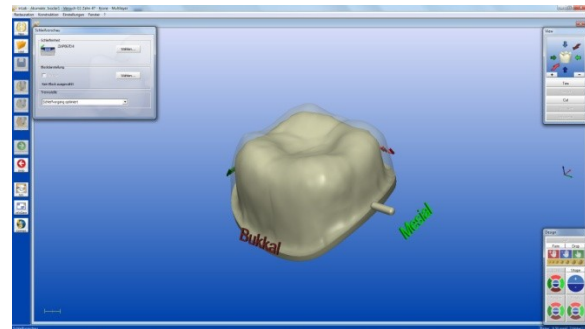


Abb. 18: Digitales Bild der Gerüststruktur

Es wurden 12 Gerüste (Gruppe 4) mit der Mindestschichtstärke 0,5 mm und 12 Gerüste (Gruppe 5) mit der Mindestschichtstärke 0,3 mm aus jeweils einem Datensatz hergestellt. Als Gerüstmaterial wurde IPS e.max ZirCAD (MO 0/B40L) verwendet. Dabei handelt es sich um einen vorgesinterten yttrium-stabilisierten Zirkoniumdioxid-Block, der für die CAD/CAM Technologie geeignet ist.



Abb. 19: Zirkoniumdioxid-Block (e.max ZirCAD)



Abb. 20/21: Schleifvorgang inLab MC XL

Die Gerüste wurden in einem vorgesinterten Zustand mit einer ca. 20%igen Vergrößerung aus dem Zirkoniumdioxid Block geschliffen. Nach dem Schleifvorgang wurden die Gerüste aus der Schleifmaschine entfernt und von der Ansatzstelle mit einer geeigneten diamantierten Trennscheibe abgetrennt. Die Ansatzstellen wurden mittels geeigneter Schleifkörper sorgfältig verschliffen. Danach wurden die Gerüste vorsichtig unter fließendem Wasser vom Schleifstaub gereinigt und mit Hilfe einer Infrarotlampe getrocknet. Die Trocknungszeit betrug 15 min.



Abb. 22: Gerüst mit Anstiftkanal am Zirkoniumoxidblock



Abb. 23: Gerüste trocknen unter Rotlichlampe

Nach dem Trocknungsvorgang wurde mit den vorgesinterten Gerüsten ein Sinterbrand durchgeführt, wobei die Gerüste um ca. 20 % auf ihre exakte Größe schrumpften und dabei ihre endgültige Form und Härte erlangten. Als Sinterofen wurde dafür der Hochtemperaturofen Programat S1 (Fa. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) verwendet, welcher auf die Sinterschrumpfung der IPS e.max ZirCAD Gerüste abgestimmt ist. Die Gerüste wurden auf einem geeigneten Träger mit der Okklusalfäche nach unten in den Ofen eingesetzt und der Sinterprozess mit dem Programm 1, welches für IPS e.max ZirCAD Einzelzahngerüste geeignet ist, durchgeführt. Nach dem Sintervorgang wurden die Gerüste aus dem Sinterofen entfernt

und bei Raumtemperatur abgekühlt. Anschließend wurden sie unter fließendem Wasser und mit einem Dampfstrahlgerät gereinigt.



Abb. 24: Programat S1



Abb. 25: Gerüste auf Brennträger positioniert

Zusammensetzung:

(in Gew%)

ZrO ₂	87,0 - 95,0
Y ₂ O ₃	4,0 - 6,0
HfO ₂	1,0 - 5,0
Al ₂ O ₃	0,0 - 1,0
Weitere Oxide	< 0,2

Tab. 10: Chemische Werkstoffdaten
e.max ZirCAD [101]

Physikalische Werkstoffdaten:

Biegefestigkeit (Biaxial)	$\geq 900 \text{ MPa}$
Chemische Löslichkeit	$< 10 \text{ } \mu\text{g/cm}^2$
Ausdehnungskoeffizient (100 - 400 °C)	$10,75 \pm 0,25 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
Ausdehnungskoeffizient (100 - 500 °C)	$10,80 \pm 0,25 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$

Tab. 11: Physikalische Werkstoffdaten IPS e.max IPS
ZirCAD [101]

3.5.3 Herstellung des Überwurfes der Sinterverbundkronen mittels CAD/CAM

Auch die Verblendungen der Sinterverbundkronen wurden mit Hilfe der inLab MC XL Schleifmaschine von Sirona hergestellt. Passend zu den, wie unter 3.5.2 beschriebenen Gerüsten, wurden auch die Überwürfe mit dem inLab 3D Programm konstruiert. Ausgehend von den Gesamtkonstruktionen und den Gerüststrukturen, erstellte das Programm einen Vorschlag für die Überwurfkonstruktionen. Dieser wurde wiederum in Form und Schichtstärke den Versuchsangaben angepasst. Anschließend wurden die Daten für den Überwurf an die Schleifmaschine übermittelt, der entsprechende e.max CAD Block in die Maschine eingesetzt und der Schleifvorgang gestartet.

Folgende Abbildungen zeigen den Konstruktionsvorgang des Überwurfes.

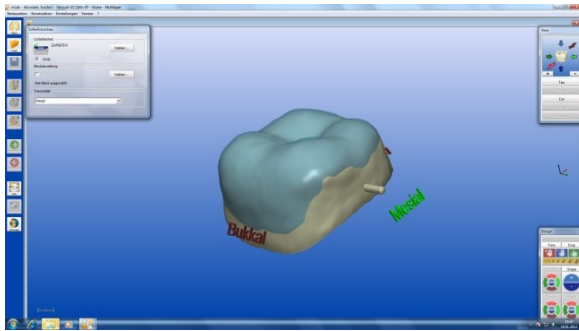


Abb. 26: Digitales Bild Überwurf

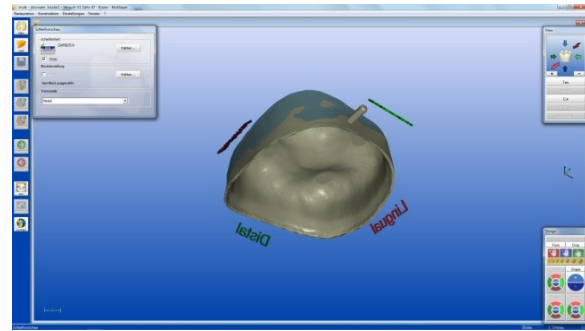


Abb. 27: Digitales Bild Überwurf von basal

Es wurden 12 Verblendungen (Gruppe 4) mit einer Mindestschichtstärke von 0,8 mm und 12 Verblendungen (Gruppe 5) mit der Mindestschichtstärke 0,5 mm aus jeweils einem Datensatz hergestellt. Als Verblendmaterial wurde IPS e.max CAD (HT A1/ C14) verwendet.



Abb. 28: Lithiummetasilikat-Glaskeramik Block
(e.max CAD)

Nach dem Schleifvorgang wurden die Überwürfe aus der Schleifmaschine entfernt. Mit passenden Fräsen wurde auch hier der Anstiftkanal sorgfältig verschliffen und die Überwurfstrukturen im Ultraschallbad gereinigt.



Abb. 29/30: e.max CAD Überwurf (okklusal und basal)

Abb. 31: verwendete Fräsen

Zusammensetzung:

(in Gew%)

SiO ₂	57,0 - 80,0
Li ₂ O	11,0 - 19,0
K ₂ O	0,0 - 13,0
P ₂ O ₅	0,0 - 11,0
ZrO ₂	0,0 - 8,0
ZnO	0,0 - 8,0
Al ₂ O ₃	0,0 - 5,0
MgO	0,0 - 5,0
Färbende Oxide	0,0 - 8,0

Tab. 12: Chemische Werkstoffdaten

IPS e.max CAD [102]

Physikalische Werkstoffdaten:

Biegefestigkeit (Biaxial)	360 ± 60 MPa
Chemische Löslichkeit	40 ± 10 µg/cm ²
Ausdehnungskoeffizient (100 - 400 °C)	10,15 ± 0,4 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Ausdehnungskoeffizient (100 - 500 °C)	10,45 ± 0,4 10 ⁻⁶ K ⁻¹

Tab. 13: Physikalische Werkstoffdaten

IPS e.max CAD [102]

3.5.4 Fügung der Sinterverbundkronen



Abb. 32: Gerüste und Überwurfstrukturen

Die Gerüste und Überwurfkonstruktionen wurden auf eine gute Passung kontrolliert. Im nächsten Schritt wurden die Gerüste mit den Überwurfstrukturen zusammengefügt. Hierbei wurde der Konnektor IPS e.max CAD Crystall / Connect verwendet, welcher aus einer speziell entwickelten Fügeglaskeramik besteht. Der Konnektor wurde mit Hilfe des Ivomix Vibrationsgerätes (Ivoclar Vivadent) gleichmäßig auf die basalen Flächen der Überwürfe aufgebracht. Anschließend wurden die Überwürfe auf das Gerüst aufgesetzt und unter der Vibration des Ivomix in ihre Endpassung gebracht. Die herausquellenden Überschüsse des Konnektors wurden mit Hilfe eines Spatels sorgfältig entfernt. Außerdem wurde darauf geachtet, dass genügend Konnektor Material im Bereich des Fügespaltes vorhanden war, um keine Unterschüsse in diesem Bereich zu erhalten. Die so verbundenen Gerüste und Überwurfstrukturen wurden anschließend an der Basalseite mit einem pastenartigen Brennträgermaterial (IPS Object Fix Flow) aufgefüllt und auf dem dafür vorgesehenen IPS e.max CAD Crystallization Tray mit Hilfe von Pins positioniert. Dieser bestückte Brennträger wurde in den Brennofen Programat EP 5000 eingebracht und der Brennvorgang mit dem in Tabelle 16 dargestellten Programm durchgeführt.

Zusammensetzung:

(in Gew%)

SiO ₂	60.0 - 65.0
K ₂ O	15.0 - 19,0
Al ₂ O ₃	6,0 - 10,5
Andere Oxide	5,5 - 30,0

Physikalische Werkstoffdaten:

Biegefestigkeit (Biaxial)	160 MPa
Chemische Löslichkeit	10 µg/cm ²
Ausdehnungskoeffizient (100 - 400 °C)	$9,5 \pm 0,5 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$
Ausdehnungskoeffizient (100 - 500 °C)	$9,25 \pm 0,5 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$

Tab. 14: Chemische Werkstoffdaten

IPS e.max CAD Crystall./Connect[70, 103]

Tab. 15: Physikalische Werkstoffdaten

IPS e.max CAD Crystall./Connect[70,

103]



Abb. 33: Fügearbeitsplatz



Abb. 34: Überwurfstruktur
mit Konnektor befüllt

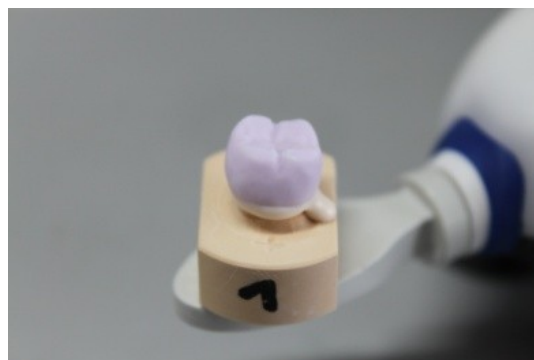


Abb. 35: Zusammengesetzte Verbundkrone



Abb. 36: Verbundkronen mit IPS Object Fix Flow befüllt

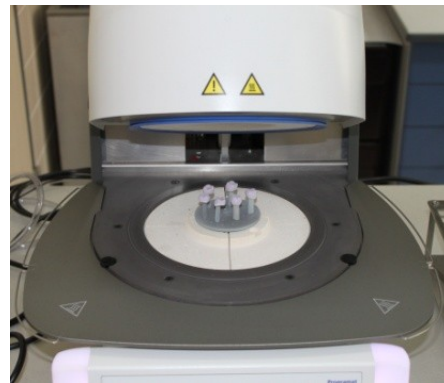
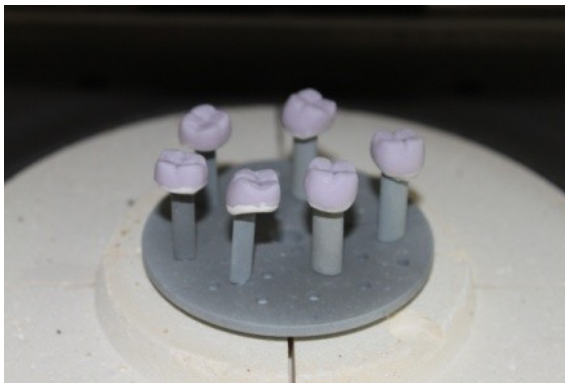


Abb. 37/38: Verbundkronen auf Träger im Brennofen platziert

Ofen	Programat EP 5000
Vortrockentemperatur (°C)	403
Vortrockenhaltezeit (min)	6:00
Bereitschaftstemperatur (°C)	403
Schließzeit (min)	2:00
Heizrate 1 (°C/min)	30
Brenntemperatur 1 (°C)	820
Haltezeit 1 (min)	2:00
Heizrate 2 (°C/min)	30
Brenntemperatur 2 (°C)	840
Haltezeit 2 (min)	7:00
Vakuum 1 (°C)	550/820
Vakuum 2 (°C)	820/840
Langzeitabkühlung (°C)	600
Kühlrate (°C/min)	0

Tab. 16: Brennparameter: IPS e.max CAD-on-Technik Füge-/Kristallisationsbrand[70]

Nach Abschluss des Brennvorgangs wurde der Träger mit den Kronen aus dem Brennofen entfernt und die Kronen bei Raumtemperatur abgekühlt. Nachdem die Kronen Raumtemperatur erreicht hatten, wurden sie im Ultraschallbad von der Trägerpaste gereinigt.

3.5.5 Glanzbrand der Sinterverbundkronen

Für den Glanzbrand der Sinterverbundkronen wurden die Pasten IPS e.max CAD Crystall/Glaze und IPS e.max CAD Crystall Shades (Ivoclar Vivadent) und als verdünnende Flüssigkeit IPS e.max CAD Crystall/Glaze Liquid (Ivoclar Vivadent) verwendet. Die Verbundkronen wurden in eine Metallpinzette eingespannt und mit Hilfe eines feinen Pinsels gleichmäßig mit der Glasurmasse benetzt. Anschließend wurden sie auf einen Träger aufgebracht und im Brennofen Programat EP 5000 (Ivoclar Vivadent) mit dem in Tabelle 17 dargestellten Programm gebrannt. Nach dem Brennvorgang wurden die Verbundkronen aus dem Brennofen entfernt und bei Raumtemperatur abgekühlt. Abschließend wurden die Verbundkronen unter dem Lichtmikroskop auf eventuelle Sprünge oder anderweitige Materialfehler untersucht und sorgfältig auf die passenden Gips- und Titanstümpfe aufgespasst.

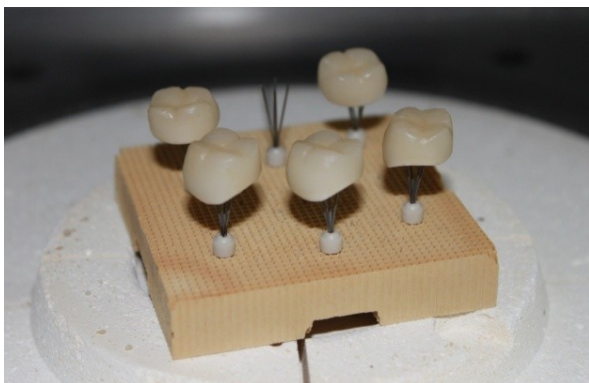


Abb. 39: Verbundkronen für Glanzbrand im Brennofen

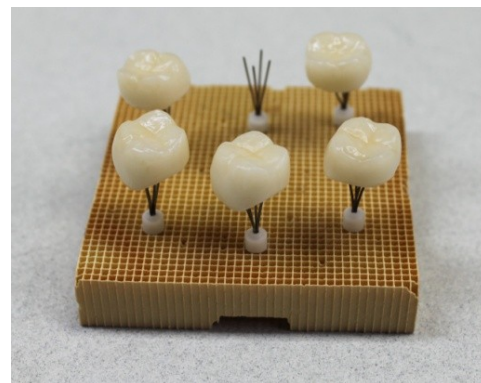


Abb. 40: Verbundkronen nach Glanzbrand auf dem Träger



Abb. 41: fertige Verbundkronen von bukkal/okklusal



Abb. 42: fertige Verbundkronen von palatinal/basal



Abb. 43: fertige Verbundkronen aufgepasst
auf Stumpf aufgepasst



Abb. 44: fertige Verbundkronen
von okklusal

Ofen	Programat EP 5000
Bereitschaftstemperatur (°C)	403
Schließzeit (min)	6:00
Heizrate 1 (°C/min)	60
Brenntemperatur 1 (°C)	820
Haltezeit 1 (min)	0:10
Heizrate 2 (°C/min)	30
Brenntemperatur 2 (°C)	840
Haltezeit 2 (min)	3:00
Vakuum 1 (°C)	550/820
Vakuum 2(°C)	820/840
Langzeitabkühlung (°C)	600
Kühlrate (°C/min)	0

Tab. 17: Brennparameter: IPS e.max CAD-on-Technik Charakterisierung/Glanzbrand

3.6 Rasterelektronenmikroskopaufnahmen der Proben

Jeweils vor und nach künstlicher Alterung im Kausimulator wurden in der prothetischen Abteilung der LMU München Rasterelektronenmikroskopaufnahmen von den Proben angefertigt. Für die Aufnahmen wurde das Rasterelektronenmikroskop Supra 55 VP (Zeiss Supra 55 VP, Carl Zeiss AG, Oberkochen) verwendet. Um einen Vergleich innerhalb und unter den Gruppen zu erhalten, wurden von jeweils zwei Proben aus jeder Gruppe (1-5) Rasterelektronenmikroskopaufnahmen angefertigt. Von jeder Probe wurden eine Übersichtsaufnahme (40-fache Vergrößerung) und 8 Detailaufnahmen (4 mal 200 fache Vergrößerung und 4 mal 1000-fache Vergrößerung) angefertigt. Für die Detailaufnahmen wurden die Proben anhand ihrer Hauptfissuren in 4 Quadranten eingeteilt und von jedem Quadranten eine Aufnahme in 200-facher und 1000-facher Vergrößerung angefertigt. Der Ausschnitt innerhalb des jeweili-

gen Quadranten wurde so ausgewählt, dass das Abrasionsmuster und eventuelle Schäden zu erkennen waren. Somit wurden insgesamt 90 Bilder vor und 90 Bilder nach künstlicher Alterung erstellt.

Da es sich bei den Proben um nichtleitende vollkeramische Materialien handelte, mussten alle Proben auf einem passenden Träger fixiert und vor der Rasterelektronenmikroskopaufnahme mithilfe einer Sputteranlage (Polaron Range SC 7620 Sputter Coater, Quorum Technologies Ltd, Ashford, United Kingdom) in einer Argonatmosphäre unter 20 mA mit einer Gold Palladium Legierung beschichtet werden. Für eine ausreichende Elektronenleitfähigkeit wurde eine 28,6 nm dicke Schicht gleichmäßig aufgetragen. Damit Verwechslungen ausgeschlossen werden konnten, wurden die beschichteten Proben durchnummeriert und mit Hilfe eines Trägers in das Rasterelektronenmikroskop eingesetzt. Per digitaler Übertragung wurde mit dem Programm SmartSEM von der Firma Zeiss (Carl Zeiss AG, Oberkochen) die Auflösung, der Kontrast und die Schärfe des gewünschten Bereichs eingestellt und die Aufnahme durchgeführt. Die erstellten Bilder wurden digital an den PC übermittelt und zur Analyse dargestellt. Die folgenden Abbildungen zeigen die verwendeten Geräte und die Durchführung der Rasterelektronenmikroskopaufnahmen.



*Abb. 45: Polaron Range SC 7620
Sputter Coater*

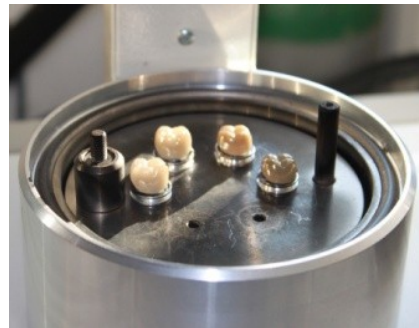
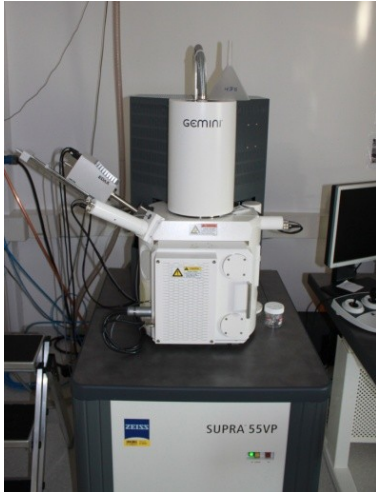


Abb. 46: Proben in der Sputteranlage



Abb. 47: beschichtete Proben auf dem Träger fixiert



*Abb. 48: Rasterelektronenmikroskop
Supra 55 VP*



*Abb. 49: Digitaler Arbeitsplatz für REM
Supra 55 VP*

3.7 Transluzenzmessung der Proben

Damit die Transkuzenzwerte untereinander und gegeneinander vergleichbar sind, wurden Messungen mit jeweils zwei Proben aus jeder der fünf Versuchsreihen vorgenommen. Die Kronen wurden so positioniert, dass der Lichtstrahl senkrecht durch deren Okklusalfächen verlief.

Mit jeder Probe wurden jeweils acht Messungen gemacht, wobei die Position der Krone von okklusal betrachtet mit jeder Messung um 45° im Uhrzeigersinn gedreht wurde. Damit soll erreicht werden, dass über eine gewisse Anzahl an Messungen, trotz der Unebenheit der Oberflächen, eine Vergleichbarkeit der Proben möglich ist. Insgesamt wurden zehn Messreihen mit jeweils acht Messungen in verschiedenen Gradpositionen (0°, 45°, 90°, 135°, 180°, 225°, 270°, 315°) angelegt.

Die Transluzenzmessungen wurden mit dem Messgerät Lambda 35 UV/VIS Spectrometer (PerkinElmer, Waltham Massachusetts, USA) durchgeführt, anschließend digital auf einen PC übertragen und mit dem Programm Perkin Elmer UV WinLab tabellarisch ausgewertet und graphisch dargestellt. Für die Positionierung der Proben in dem Transluzenzmessgerät wurden die Proben auf einem passenden Träger in der korrekten Gradposition positioniert. Nach der Kalibrierung des Gerätes wurden Referenzmessungen mit völliger Lichtundurchlässigkeit und mit völliger Lichtdurchlässigkeit durchgeführt. Der Wert der völligen Lichtdurchlässigkeit wurde gleich 100 % gesetzt und bedeutet vollständige Transluzenz, wohingegen die vollständige Lichtundurchlässigkeit gleich Null gesetzt wurde und somit völlige Opazität bedeutet. Die Werte der Messungen wurden anhand dieser Maximal- und Minimalwerte ins Verhältnis

gesetzt und ergeben somit eine Aussage über die Transluzenz bzw. Opazität der jeweiligen Proben. Als Parameter für die Messung wurden folgende Werte in dem Lambda 35 UV/VIS Spectrometer eingestellt: Wellenlängenspektrum von 750-200nm, Schlitzweite 2nm, Scangeschwindigkeit 960nm/min.

Auf den folgenden Abbildungen sind der Versuchsaufbau und die dafür verwendeten Geräte dargestellt.



Abb. 50: Lambda 35 UV/VIS Spectrometer (PerkinElmer)

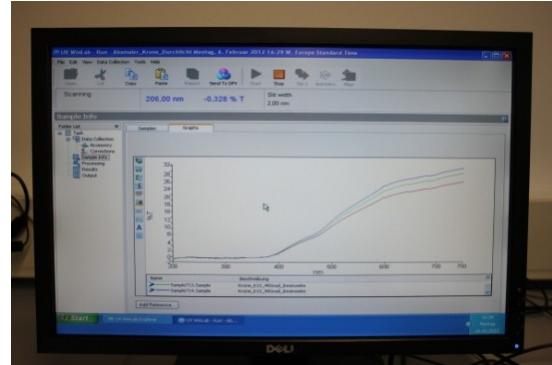


Abb. 51: graphische Darstellung der Transluzenzmessungen (PerkinElmer UV WinLab)



Abb. 52: Auf dem Objektträger positionierte Krone



Abb. 53: Objektträger eingesetzt in den Strahlengang des Lambda 35 UV/VIS Spectrometers



Abb. 54: Positionierung des Objektträgers mit der Krone

3.8 Oberflächenscan der Proben und der Antagonisten vor künstlicher Alterung im Kausimulator

Die Oberflächenstrukturen aller Proben wurden vor künstlicher Alterung im Kausimulator mithilfe des Willytec Laserscan 3D Pro (Willytec, Gräfelfing) gescannt und digitalisiert, um den Verschleiß nach Kausimulation numerisch und graphisch darstellen zu können. Die einzelnen Proben wurden auf die Prüfkörper aufgesetzt und anschließend gleichmäßig mit feinem 3D Laserscan Pulver (3D Laserscanning Entspiegelungsspray, Helling GmbH, Heidgraben) besprüht. Dieses Pulver entspiegelt die Oberflächen der hochglänzenden Vollkeramikronen mit nur minimalem Auftrag und ermöglicht dem Laserscanner so, die Oberflächen einwandfrei zu erkennen.

Die in der Kausimulation verwendeten Antagonisten wurden ebenfalls vor dem Oberflächenscan mit dem 3D Laserscan Pulver besprüht, um die Oberflächen zu entspiegeln.



Abb. 55: Arbeitsplatz Willytec Laserscan 3D Pro



Abb. 56: Antagonisten bepudert



Abb. 57: Kronen bepudert

Die entspiegelten Proben wurden auf dem Trägerteller des Laserscanners mithilfe einer 3-Punkt Befestigungsschraube fixiert. Es wurde darauf geachtet, alle Kronen mit der Bukkalseite nach rechts in einer definierten Position zu positionieren, um vergleichbare Scans zu erhalten. Die Antagonisten wurden mit der Festziehschraube nach links eingesetzt. Die auf dem Trägerteller fixierten Proben wurden mithilfe eines dreiachsigen Mikromotors passend zum Laserstrahl ausgerichtet. Anschließend wurde der Laserscanner lichtdicht verschlossen und der Scan durchgeführt.

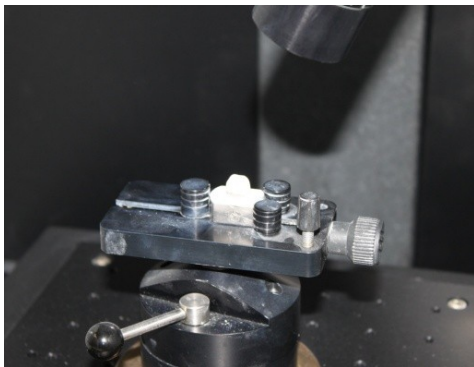


Abb. 58: Probe fixiert im Laserscanner

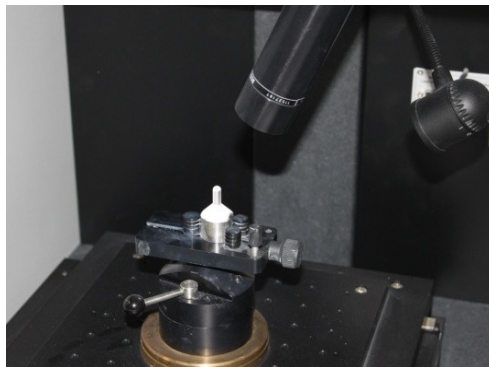


Abb. 59: Antagonist fixiert im Laserscanner

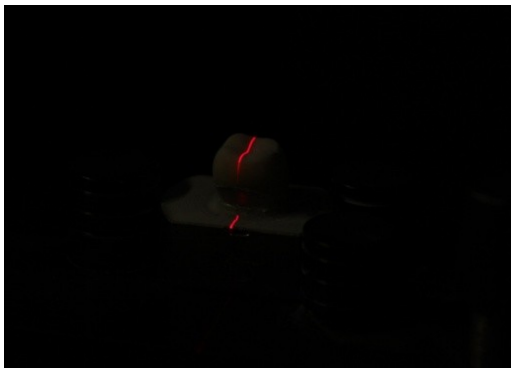


Abb. 60: Laserscan



Abb. 61: Laserscanvorgang am PC Monitor

Auf dem PC Monitor wurde der Laserscan als Grauwertanimation dargestellt. Durch die Grauwertabstufung zeigte sich für den Betrachter ein dreidimensionales Bild. Numerisch wurden von dem Computerprogramm die statistischen Daten berechnet.

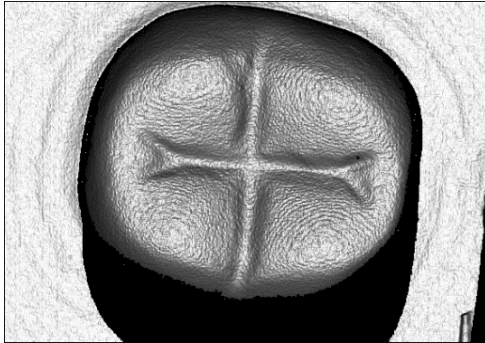


Abb. 62: digitales Graustufenbild einer handverblendeten Krone

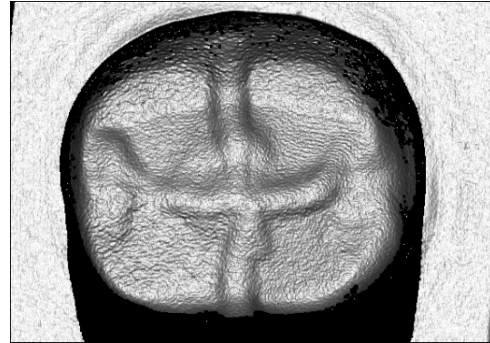


Abb. 63: digitales Graustufenbild einer Sinterverbundkrone

3.9 Zementieren der Kronen auf den Prüfkörpern

Vor der Kausimulation wurden die Proben auf ihren entsprechenden Prüfkörpern zementiert. Als Zement wurde der selbstadhäsive Komposit Befestigungszement RelyX Unicem (3M Espe AG, Seefeld) verwendet. Vor dem Zementiervorgang wurden die Kronen gesäubert und mit Alkohol entfettet. Um vergleichbare Zementspalten zu erhalten, wurde eine Zementiervorrichtung verwendet, welche eine definierte Kraft von 50 Newton über einen Zeitraum von 300 Sekunden ausübte. Die Stümpfe wurden in den Sockel der Zementiervorrichtung eingespannt. RelyX Unicem wurde nach Herstellerangaben angemischt und im Überschuss in die Kronen eingebracht. Daraufhin wurden die befüllten Kronen auf die Stümpfe aufgesetzt und mit dem Stempel der Zementiereinrichtung gleichmäßig in ihre Endposition gedrückt. Zwischen Krone und Stempel wurde eine Tiefziehfolie (Dicke: 1mm) gelegt, um den Druck des Stempels zu zentrieren. Die herausquellenden Überschüsse wurden entfernt und anschließend wurde das Befestigungskomposit von allen Seiten 40 Sekunden lichtgehärtet.

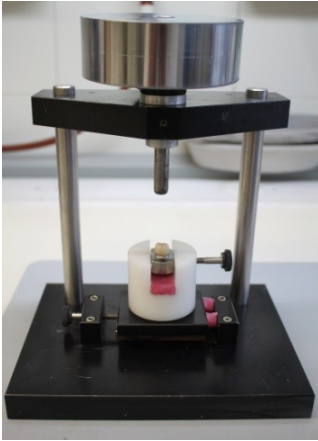


Abb. 64: Probe in Zementiervorrichtung

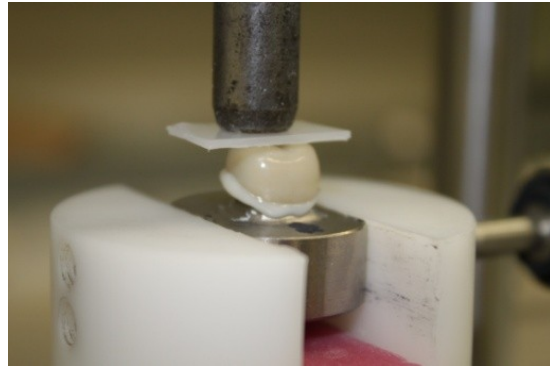


Abb. 65: Probe in Zementiervorrichtung

3.10 Künstliche Alterung im Kausimulator

Die künstliche Alterung der Proben wurde in einem Kausimulator (Chewing Simulator CS-4, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham) der prothetischen Abteilung der LMU München durchgeführt. Die zementierten Proben wurden in den dafür vorgesehenen Kunststoffsockeln befestigt. Diese Sockel wurden daraufhin in den zehn Plexiglaskammern des Kausimulators eingesetzt. Die Antagonisten wurden ebenfalls im Kausimulator montiert. Nun wurden die Antagonisten so auf die Kronen ausgerichtet, dass der Stempel genau in der Fossa der Zentralfissur auftraf und von dort aus eine Seitwärtsbewegung nach distal durchführte. Nach der Ausrichtung der Kronen wurden die Kunststoffsockel in ihrer endgültigen Position mit Feststellschrauben fixiert und noch einmal alle Kronen auf Ausrichtung überprüft. Für den thermozyklischen Vorgang wurden die wasserzuführenden Schläuche so eingestellt, dass sie genau auf die Kronen ausgerichtet waren. Daraufhin wurden die Daten für den Simulationsvorgang in den Rechner eingegeben und die Simulation gestartet. Die Simulation wurde nach den Daten der "Ivoclar wear method" durchgeführt.

An jeder der zehn Proben in den Plexiglaskammern wurde simultan die Kausimulation durchgeführt. Der computergesteuerte Antagonist führte initial eine Vertikalbewegung bis zum Auftreffen auf die Kronen durch. Es folgte eine Horizontalbewegung in Richtung des distalen Kronenanteils. Danach wurde der Antagonist wieder angehoben und in seine Ausgangsposition zurückgeführt, aus welcher der nächste Zyklus gestartet wurde. Diese Simulation simuliert somit annähernd eine Mastikationsbewegung, wie sie auch beim Menschen klinisch stattfindet. Um den Vorgang am Menschen möglichst realistisch nachzuempfinden, wurden die Proben außer der mechanischen Beanspruchung durch den Antagonisten, auch einer thermo-

zyklischen Belastung ausgesetzt. Über die computergesteuerte thermozyklische Anlage wurden abwechselnd Kalt- und Warmwasserzyklen im Temperaturbereich von 5°C bis 55°C durchgeführt. Die Wassertemperatur in den Zyklen wurde jeweils 105 Sekunden lang gehalten. Zwischen den Zyklen folgte jeweils eine Pause von 15 Sekunden, damit sich die unterschiedlichen Temperaturen des Wassers nicht vermischen konnten.

Auf diese Weise wurden nach der "Ivoclar wear method" 120.000 Zyklen mit einem Gewicht von 5 kg und einer Frequenz von 1,6 Hz durchgeführt. Nach abgelaufenem Kauversuch wurden die Proben entnommen und der Kausimulator mit der neuen Versuchsreihe bestückt. Da in dem Kausimulator zehn Kammern zur Verfügung waren, konnten pro Simulation zehn Proben getestet werden. Der Versuch wurde insgesamt sechsmal und somit an allen 60 Proben der verschiedenen Versuchsreihen durchgeführt.

Die Parameter nach der "Ivoclar wear method" sind in Tabelle 18 aufgeführt.

Parameter	Ivoclar wear method (Werte)
Anzahl der Zyklen	120.000
Gewicht	5 kg
Höhe	3 mm
Seitwärtsbewegung	0,7 mm
Absenkgeschwindigkeit	60 mm/s
Hubgeschwindigkeit	60 mm/s
Vorschubgeschwindigkeit	40 mm/s
Rücklaufgeschwindigkeit	40 mm/s
Frequenz	1,6 Hz
Temperaturwechselbelastung	
Wärmebad	55°C
Dauer des Wärmebades	105 s
Kältebad	5°C
Dauer des Kältebades	105 s
Dauer der Entleerung	15 s

Tab. 18: Parameter nach der Ivoclar wear method [86]



Abb. 66: Kausimulator in München (Chewing Simulator CS-4, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham)

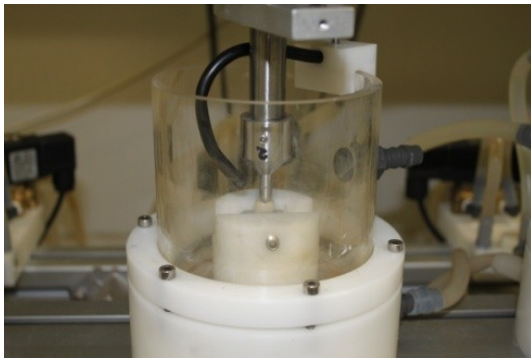


Abb. 67: Montierte Krone in Plexiglaskammer



Abb. 68: Plexiglaskammern des Kausimulators

3.11 Lichtmikroskopische Untersuchung der Proben nach Kausimulation

Nach durchlaufener Kausimulation wurden alle Proben unter dem Lichtmikroskop auf eventuelle entstandene Schäden untersucht. Außer den zu erwartenden Abrasionsspuren wurden keine Schäden an den Oberflächen festgestellt. Keine einzige Probe zeigte Abplatzungen im Sinne von "Chipping".



Abb. 69/70: Kronen unter Lichtmikroskop

3.12 Oberflächenscan der Proben und der Antagonisten nach künstlicher Alterung im Kausimulator

Nach der Kausimulation wurde an allen Kronen und Antagonisten erneut ein Oberflächenscan, wie unter Punkt 3.8 beschrieben, durchgeführt.

3.13 Auswertung der Oberflächenscans vor und nach Kausimulation mittels Match 3D

Die aus den Scans (vor und nach Kausimulation) gewonnenen Bilder der Proben und der Antagonisten, wurden mit Hilfe des Computerprogramms Match 3D übereinandergelegt und somit das Ausmaß der Abrasion berechnet. Die jeweiligen Bilder einer Probe vor und nach der Kausimulation wurden auf dem Monitor nebeneinander dargestellt. Die okklusal relevanten Bereiche wurden ausgeschnitten und auf beiden Bildern wurden drei korrespondierende Punktpaare ausgewählt. Anschließend wurde der Matching 3D Prozess gestartet. Für jeden X-Y Koordinatenpunkt der Krone konnte so die Differenz der Z Werte, welche die Höhe der Krone widerspiegeln, ermittelt werden. Nach Überlagerung konnte das Programm die Volumenunterschiede zwischen den Kronen statistisch und graphisch darstellen. Bei der statistischen Auswertung wurde vor allem auf den durchschnittlichen Höhenverlust und eine möglichst geringe Standardabweichung geachtet. Eine geringe Standardabweichung ist für die Genauigkeit des Datensatzes verantwortlich. Graphisch konnte das Programm die Volumenunterschiede mit Hilfe von Differenzbildern darstellen und somit die Verluste bildlich veranschaulichen.

3.14 Bruchlastversuch

Nach der künstlichen Alterung im Kausimulator wurde an allen Proben ein Bruchlasttest durchgeführt. Verwendet wurde die Universalprüfmaschine Zwick 1445 (Zwick GmbH, Ulm) aus der prothetischen Abteilung der LMU München, in welcher die Proben in einem Kraftbereich von maximal 10 kN bis auf ihr Versagen belastet wurden.

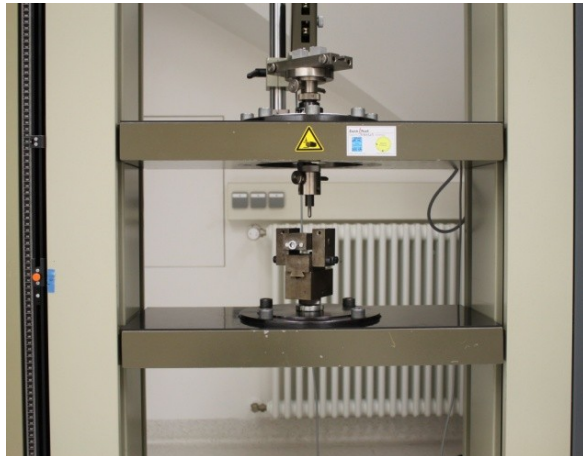
Die Proben wurden in einen dafür vorgesehenen Befestigungsschraubstock eingespannt und unter dem Druckstempel positioniert, von dem sie okklusal belastet wurden. Der halbkugelförmige Stempel hatte einen Durchmesser von 10 mm und war vertikal frei beweglich. Die Proben wurden präzise zum Stempel platziert, damit dieser exakt in die zentrale Fissur der Probe zeigte und dabei an allen Höckern abgestützt war. Um einzelne Druckspitzen zu vermeiden und die Kraft möglichst gleichmäßig auf die gesamte Fläche der Probe zu übertragen, wurde zwischen dem Stempel und der Probe eine Tiefziehfolie mit einer Stärke von 1 mm eingebracht. Die Prüfmaschine war mit einem PC verbunden und konnte dort über das Programm testXpert 2 (Zwick GmbH, Ulm) gesteuert werden.

Vor Versuchsstart wurde darauf geachtet, dass die Anfangskraft auf null geeicht wurde. Anschließend wurde das Programm gestartet, welches über ein Spannungsdehnungsdiagramm die Bruchlastwerte aufzeichnete und ermittelte. Das Programm war so eingestellt, dass es bei einem Versagen der Probe automatisch den Abbruch einleitete und somit den Bruchpunkt festlegte. Zusätzlich wurde eine visuelle und akustische Kontrolle durchgeführt. Bei Knackgeräuschen und Frakturen wurde das Programm manuell unterbrochen und der Bruchpunkt somit festgelegt.

Folgende Abbildungen demonstrieren den Aufbau und die Durchführung des Bruchlastversuchs:



*Abb. 71: Universalprüfmaschine
Zwick 1445*



*Abb. 72: Schraubstock und Stempelvorrichtung
(Zwick 1445)*



*Abb. 73: Probe in Prüfmachine
Zwick 1445 fixiert*



*Abb. 74: Frakturierte Probe in
Prüfmaschine (Zwick 1445)*



Abb. 75: Bruchfragmente der Proben



*Abb. 76: Bruchfragmente der
Proben*

4. Ergebnisse

4.1 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wurde unter Verwendung der Statistikprogramme SPSS Statistic 20 der Firma IBM und Microsoft Excel 2007 durchgeführt. Alle erhaltenen Messwerte wurden in das SPSS Programm übertragen und den jeweils erstellten Gruppen zugeordnet. Die Auswertung wurde sowohl für das Abrasionsverhalten, die Bruchfestigkeit als auch das Transluzenzverhalten der einzelnen Gruppen (1-5) und der Gruppen untereinander durchgeführt. Zur übersichtlichen Darstellung der Messergebnisse wurden tabellarische Darstellungen, Boxplot Diagramme und Säulendiagramme gewählt. Die Ausreißer sind in den Tabellen mit * und in den Säulendiagrammen farblich abgesetzt gekennzeichnet.

4.2 Ergebnisse aus der Transluzenzmessung

4.2.1 Darstellung der Transluzenzwerte der handverblendeten Vollkeramikkronen

(Kontrollgruppe 1) mit der Schichtstärke 1,3 mm

Die Transluzenzwerte der 16 durchgeführten Messungen lagen in der Gruppe der handverblendeten Vollkeramikkronen mit einer Schichtstärke von 1,3 mm zwischen einem Minimum von 13,4 % und einem Maximum von 18,0 %. Die Standardabweichung aller Werte betrug 1,3 und der Mittelwert lag bei 15,9 %.

Messung	Krone 1	Krone 2
1	13,4	15,3
2	15,2	16,8
3	16,4	18,0
4	16,8	17,8
5	16,1	15,5
6	15,8	17,8
7	15,2	15,4
8	16,1	14,0
Standardabweichung	1,1	1,5
Mittelwert	15,6	16,3
Standardabw. Gesamt	1,3	
Mittelwert Gesamt	15,9	

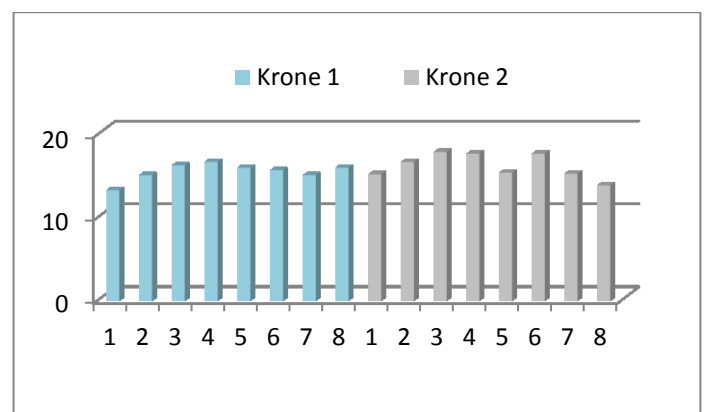


Abb. 77: Graphische Darstellung der Transluzenzwerte in %

Tab. 19: Transluzenzwerte in %

4.2.2 Darstellung der Transluzenzwerte der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit der Schichtstärke 0,5 mm

Die Transluzenzwerte der 16 durchgeführten Messungen lagen in der Gruppe der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit einer Schichtstärke von 0,5 mm zwischen einem Minimum von 21,0 % und einem Maximum von 29,3 %. Die Standardabweichung aller Werte betrug **2,1** und der Mittelwert lag bei **25,6 %**.

Messung	Krone 1	Krone 2
1	22,5	25,0
2	25,3	27,4
3	24,9	23,8
4	26,4	25,2
5	24,5	25,8
6	29,3	28,1
7	26,4	21,0
8	27,0	26,5
Standardabweichung	2,0	2,2
Mittelwert	25,8	25,4
Standardabweichung Gesamt	2,1	
Mittelwert Gesamt	25,6	

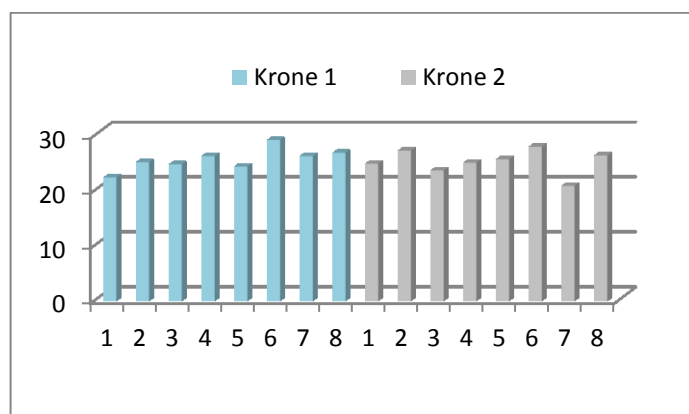


Abb. 78: Graphische Darstellung der Transluzenzwerte in %

Tab. 20: Transluzenzwerte in %

4.2.3 Darstellung der Transluzenzwerte der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit der Schichtstärke 1,0 mm

Die Transluzenzwerte der 16 durchgeführten Messungen lagen in der Gruppe der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit einer Schichtstärke von 1,0 mm zwischen einem Minimum von 9,7 % und einem Maximum von 17,7 %. Die Standardabweichung aller Werte betrug **3,0** und der Mittelwert lag bei **14,6 %**.

Messung	Krone 1	Krone 2
1	15,7	11,9
2	16,1	14,9
3	17,1	13,6
4	17,7	17,2
5	12,3	15,4
6	11,6	14,5
7	9,7	16,1
8	11,7	17,4
Standardabweichung	3,0	1,8
Mittelwert	14,0	15,1
Standardabweichung Gesamt	2,5	
Mittelwert Gesamt	14,6	

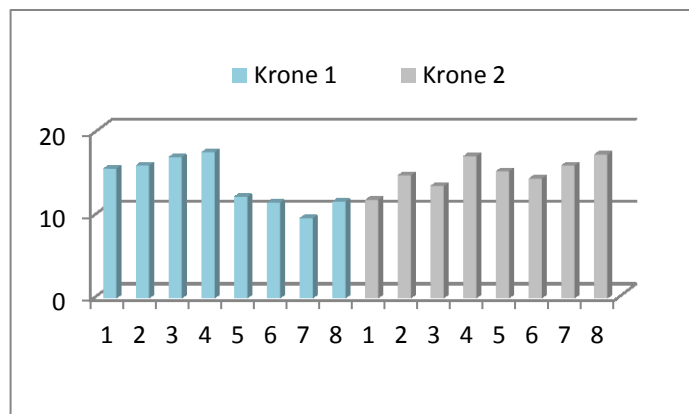


Abb. 79: Graphische Darstellung der Transluzenzwerte in %

Tab. 21: Transluzenzwerte in %

4.2.4 Darstellung der Transluzenzwerte der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 0,8 mm

Die Transluzenzwerte der 16 durchgeführten Messungen lagen in der Gruppe der Sinterverbundkronen mit einer Schichtstärke von 0,8 mm zwischen einem Minimum von 22,2 % und einem Maximum von 34,8 %. Die Standardabweichung aller Werte betrug 3,9 und der Mittelwert lag bei 29,1 %.

Messung	Krone 1	Krone 2
1	22,2	31,1
2	24,2	26,8
3	25,9	32,7
4	32,0	34,8
5	28,9	31,5
6	27,5	33,7
7	27,4	25,7
8	34,8	26,3
Standardabweichung	4,1	3,6
Mittelwert	27,9	30,3
Standardabweichung Gesamt	3,9	
Mittelwert Gesamt	29,1	

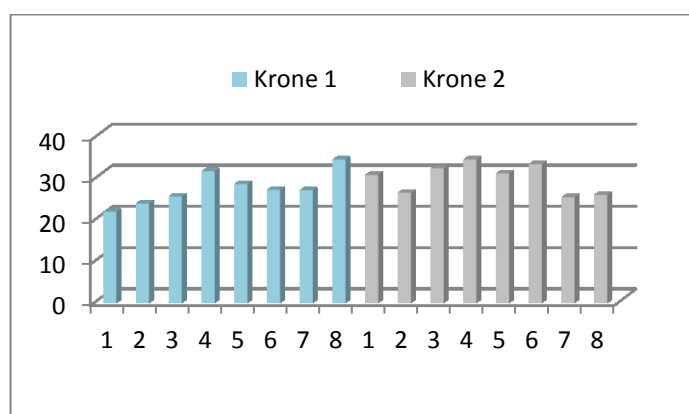


Abb. 80: Graphische Darstellung der Transluzenzwerte in %

Tab. 22: Transluzenzwerte in %

4.2.5 Darstellung der Transluzenzwerte der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 1,3 mm

Die Transluzenzwerte der 16 durchgeführten Messungen lagen in der Gruppe der Sinterverbundkronen mit einer Schichtstärke von 1,3 mm zwischen einem Minimum von 13,8 % und einem Maximum von 21,2 %. Die Standardabweichung aller Werte betrug 2,4 und der Mittelwert lag bei 18,2 %.

Messung	Krone 1	Krone 2
1	13,8	15,1
2	16,1	20,3
3	19,5	19,8
4	21,2	20,6
5	18,4	19,6
6	19,7	18,6
7	16,4	14,5
8	20,2	16,8
Standardabweichung	2,5	2,4
Mittelwert	18,2	18,2
Standardabweichung Gesamt	2,4	
Mittelwert Gesamt	18,2	

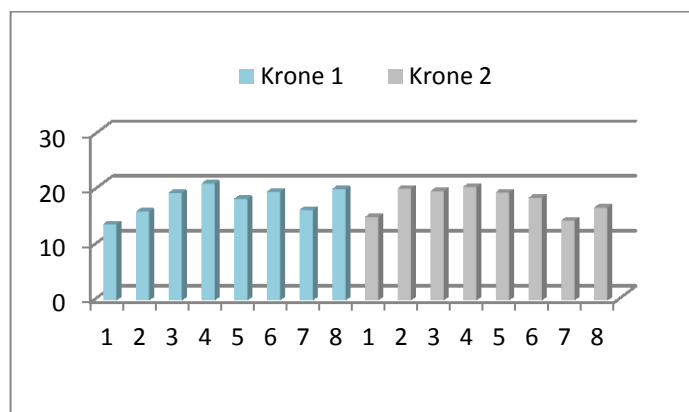


Abb. 81: Graphische Darstellung der Transluzenzwerte in %

Tab. 23: Transluzenzwerte in %

4.2.6 Statistische Auswertung der Transluzenzwerte

In der folgenden Tabelle sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Transluzenzwerte aller Gruppen zusammengefasst dargestellt. Das Boxplot-Diagramm gibt genauere Auskunft über die Streuung der Transluzenzwerte indem es den Medianwert, die beiden Quartile, die beiden Extremwerte und die Ausreißer graphisch darstellt.

Gruppen	Mittelwert in %	Standardabweichung
Handverblendet	15,9	1,3
Zirluna 0,5	25,6	2,1
Zirluna 1,0	14,6	2,5
Sinterverbund 0,8	29,1	3,9
Sinterverbund 1,3	18,2	2,4

Tab. 24: Deskriptive Statistik der Transluzenzwerte

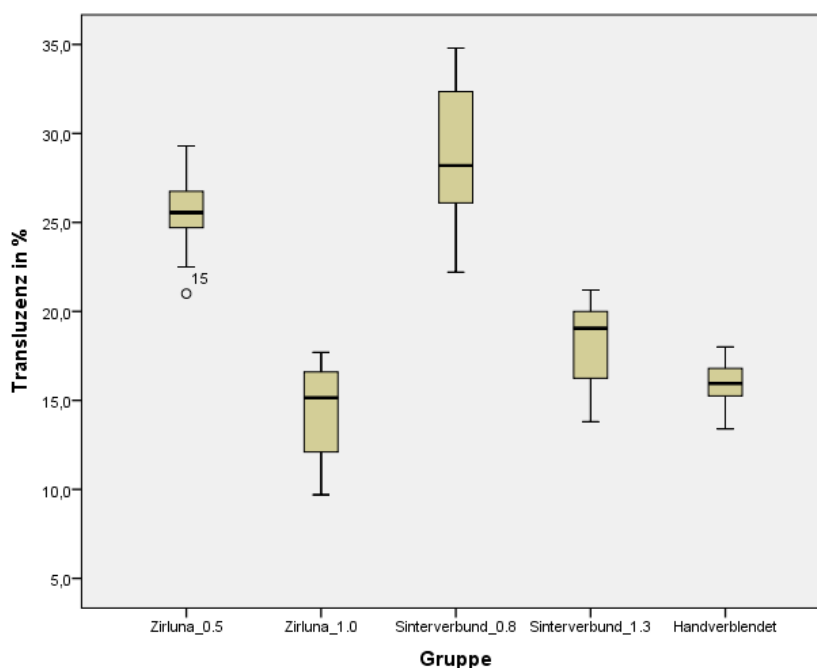


Abb. 82: Transluzenzwerte im Boxplot-Diagramm

Ausgehend von den unterschiedlichen Mittelwerten im Transluzenzverhalten der einzelnen Gruppen, lässt sich eine Rangfolge von höchster bis niedrigster Transluzenz erstellen. Die Gruppe der Sinterverbundkronen 0,8 mm erreicht hierbei mit 29,1 % die höchste Transluzenz. An zweiter Stelle kommt mit 25,6 % die Gruppe Zirluna 0,5 mm, gefolgt von der Gruppe der Sinterverbundkronen 1,3 mm mit einem Wert von 18,2 %. Dieser wiederum folgt die Gruppe der handverblendeten Zirkoniumdioxidkronen mit einem Wert von 15,9 %. Die geringste Transluzenz mit 14,6 % erreicht die Gruppe Zirluna 1,0 mm. Die Gruppe der Sinterverbundkronen 0,8 mm hat mit einer Standardabweichung von 3,9 neben der höchsten Transluzenz auch die größte Streubreite. Die geringste Streubreite mit einer Standardabweichung von 1,3 besitzt die Gruppe der handverblendeten Zirkoniumdioxidkronen.

Für den Vergleich der Gruppen untereinander, wurde der ANOVA Test und der Post-hoc-Test nach Tukey durchgeführt. Das Signifikanzniveau (p) wurde dabei auf $p \leq 0,05$ festgelegt. Der ANOVA Test zeigt, dass hoch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen bestehen.

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz	Einteilung
Vergleich der Gruppen	2570,653	4	642,663	97,580	$\leq 0,001$	hoch signifikant

Tab. 25: ANOVA Test

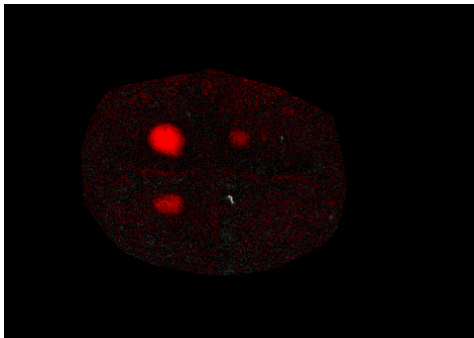
Der Post-hoc-Test nach Tukey beschreibt die signifikanten Unterschiede der einzelnen Gruppen untereinander. Die Gruppe Zirluna 0,5 mm und Sinterverbund 0,8 mm haben zu allen anderen Gruppen einen hoch signifikanten Unterschied. Zirluna 1,0 mm und Sinterverbund 1,3 mm weisen zu allen Gruppen außer den handverblendeten Kronen einen hoch signifikanten Unterschied auf. Die nicht unterscheidbaren Gruppen handverblendet zu Zirluna 1,0 mm haben einen Signifikanzwert von 0,525 und eine mittlere Differenz von $\pm 1,41875$. Die zweiten nicht unterscheidbaren Gruppen handverblendet und Sinterverbund 1,3 mm haben eine Signifikanz von 0,124 und eine mittlere Differenz von $\pm 2,18750$. Damit liegen diese Gruppen deutlich über dem Signifikanzniveau von $p = 0,05$ und könnten somit auch als eine Gruppe betrachtet werden.

Gruppe	Vergleichsgruppe	Mittlere Differenz	Signifikanz
Handverblendet	Zirluna 0,5	-9,59375*	$\leq 0,001$
	Zirluna 1,0	1,41875	0,525
	Sinterverbund 0,8	-13,11875*	$\leq 0,001$
	Sinterverbund 1,3	-2,18750	0,124
Zirluna 0,5	Handverblendet	9,59375*	$\leq 0,001$
	Zirluna 1,0	11,01250*	$\leq 0,001$
	Sinterverbund 0,8	-3,52500*	0,002
	Sinterverbund 1,3	7,40625*	$\leq 0,001$
Zirluna 1,0	Handverblendet	-1,41875	0,525
	Zirluna 0,5	-11,01250*	$\leq 0,001$
	Sinterverbund 0,8	-14,53750*	$\leq 0,001$
	Sinterverbund 1,3	-3,60625*	$\leq 0,001$
Sinterverbund 0,8	Handverblendet	13,11875*	$\leq 0,001$
	Zirluna 0,5	3,52500*	0,002
	Zirluna 1,0	14,53750*	$\leq 0,001$
	Sinterverbund 1,3	10,93125*	$\leq 0,001$
Sinterverbund 1,3	Handverblendet	2,18750	0,124
	Zirluna 0,5	-7,40625*	$\leq 0,001$
	Zirluna 1,0	3,60625*	$\leq 0,001$
	Sinterverbund 0,8	-10,93125*	$\leq 0,001$

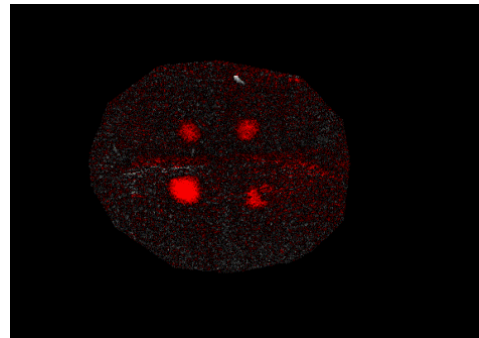
Tab. 26: Mittlere Differenz und Signifikanz aus dem Post-hoc-Test

4.3 Ergebnisse aus der Kausimulation (Kronen und Antagonisten)

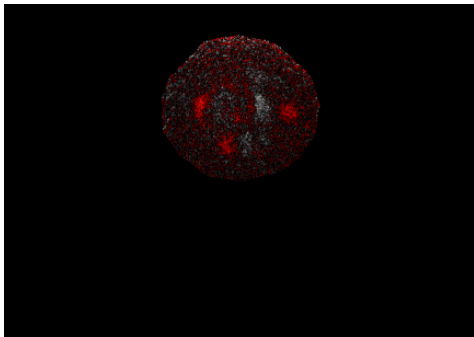
Folgende Abbildungen zeigen die Differenzbilder der Kronen und der Antagonisten. Als graphische Einstellung wurde False-Color gewählt, welche die Volumenunterschiede mit rötlicher Farbe markiert darstellt. Die hellroten Bezirke stellen die Bereiche des größten Materialverlustes dar. Mit Hilfe eines Histogramms konnten die farblichen Kontraste zur Veranschaulichung noch etwas verstärkt herausgearbeitet werden.



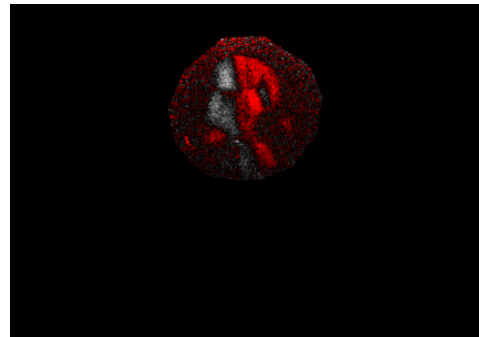
*Abb. 83: Differenzbild einer Probe
(False Color Darstellung)*



*Abb. 84: Differenzbild einer Probe
(False Color Darstellung)*



*Abb. 85: Differenzbild eines Antagonisten
(False Color Darstellung)*



*Abb. 86: Differenzbild eines Antagonisten
(False Color Darstellung)*

4.3.1 Darstellung der Abrasionswerte der handverblendeten Vollkeramikkrone (Kontrollgruppe 1) mit der Schichtstärke 1,3 mm

Die anhand der 12 Kronen gemessenen Abrasionswerte nach Kausimulation lagen in der Gruppe der handverblendeten Vollkeramikkrone mit einer Schichtstärke von 1,3 mm zwischen einem Minimum von 20,2 μm und einem Maximum von 57,3 μm .

Die Standardabweichung aller Werte betrug **11,5** und der Mittelwert lag bei **32,5 μm** .

Krone	Abrasion in μm
1	39,1
2	28,7
3	35,3
4	22,4
5	28,2
6	29,1
7	20,5
8	22,9
9	57,3
10	47,2
11	38,9
12	20,2
Standardabweichung	11,5
Mittelwert	32,5

Tab. 27 Abrasionswerte

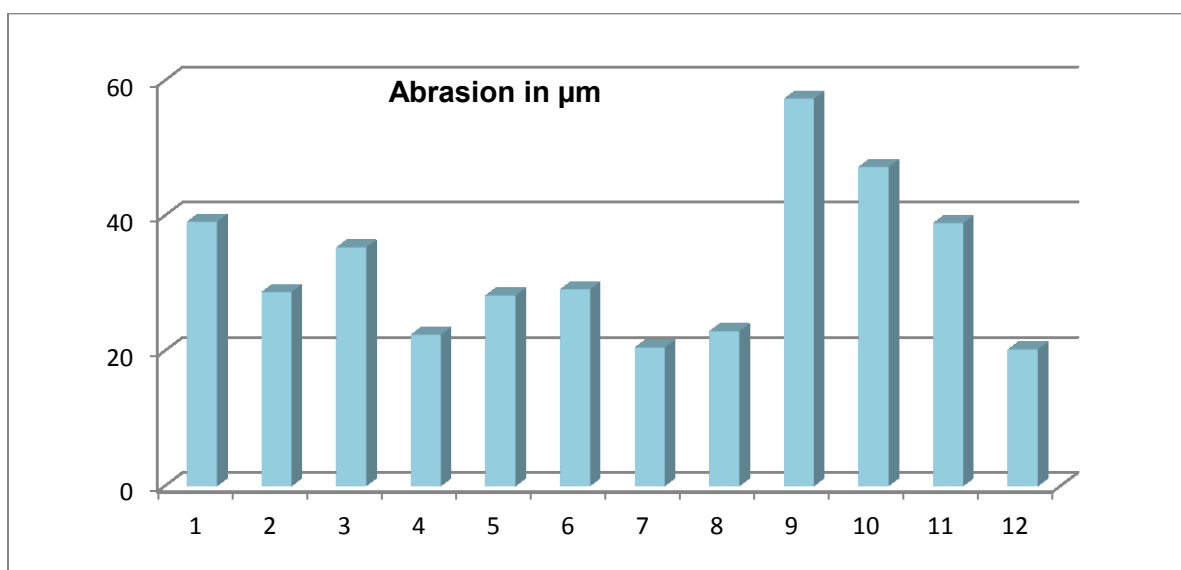


Abb. 87: Graphische Darstellung der Abrasionswerte in μm

4.3.2 Darstellung der Abrasionswerte der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit der Schichtstärke 0,5 mm

Die anhand der 12 Kronen gemessenen Abrasionswerte nach Kausimulation lagen in der Gruppe der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit einer Schichtstärke von 0,5 mm zwischen einem Minimum von 12,0 μm und einem Maximum von 28,8 μm . Die Standardabweichung aller Werte betrug **5,3** und der Mittelwert lag bei **19,6 μm** .

Krone	Abrasion in μm
1	17,3
2	23,5
3	23,8
4	25,1
5	14,1
6	14,4
7	18,2
8	23,2
9	28,8
10	12,0
11	14,7
12	19,6
Standardabweichung	5,3
Mittelwert	19,6

28: Abrasionswerte

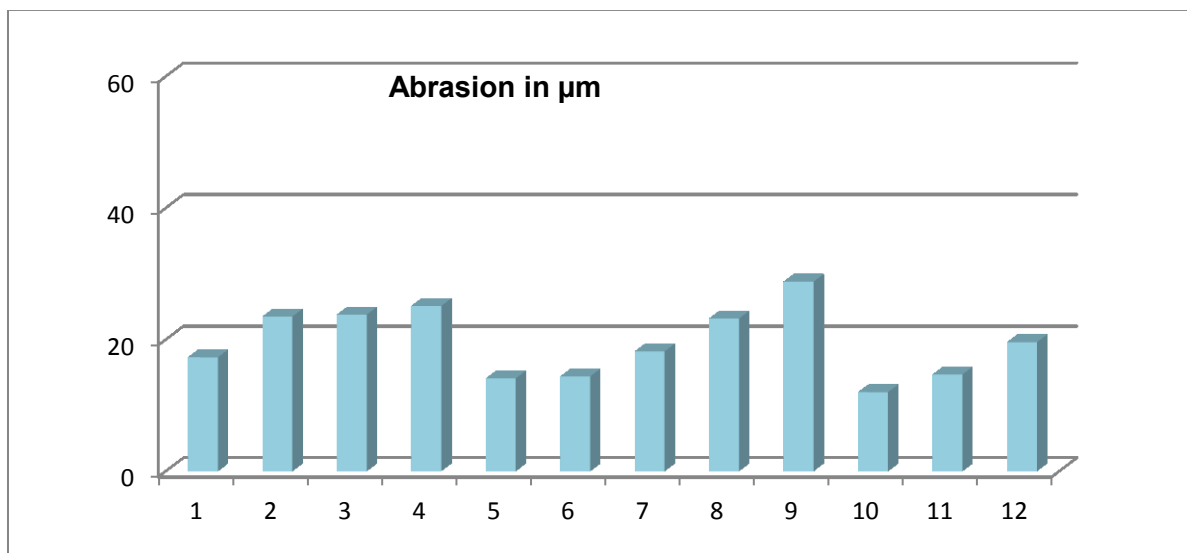


Abb. 88: Graphische Darstellung der Abrasionswerte in μm
(Ausreißer Nr.12 nicht vollständig abgebildet)

4.3.3 Darstellung der Abrasionswerte der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit der Schichtstärke 1,0 mm

Die anhand der 12 Kronen gemessenen Abrasionswerte nach Kausimulation lagen in der Gruppe der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit einer Schichtstärke von 1,0 mm zwischen einem Minimum von 3,8 μm und einem Maximum von 32,1 μm .

Die Standardabweichung aller Werte betrug 9,4 und der Mittelwert lag bei 16,8 μm .

Krone	Abrasion in μm
1	32,1
2	5,1
3	3,9
4	3,8
5	22,8
6	11,6
7	15,1
8	19,1
9	19,9
10	27,9
11	24,3
12	16,4
Standardabweichung	9,4
Mittelwert	16,8

Tab. 29: Abrasionswerte

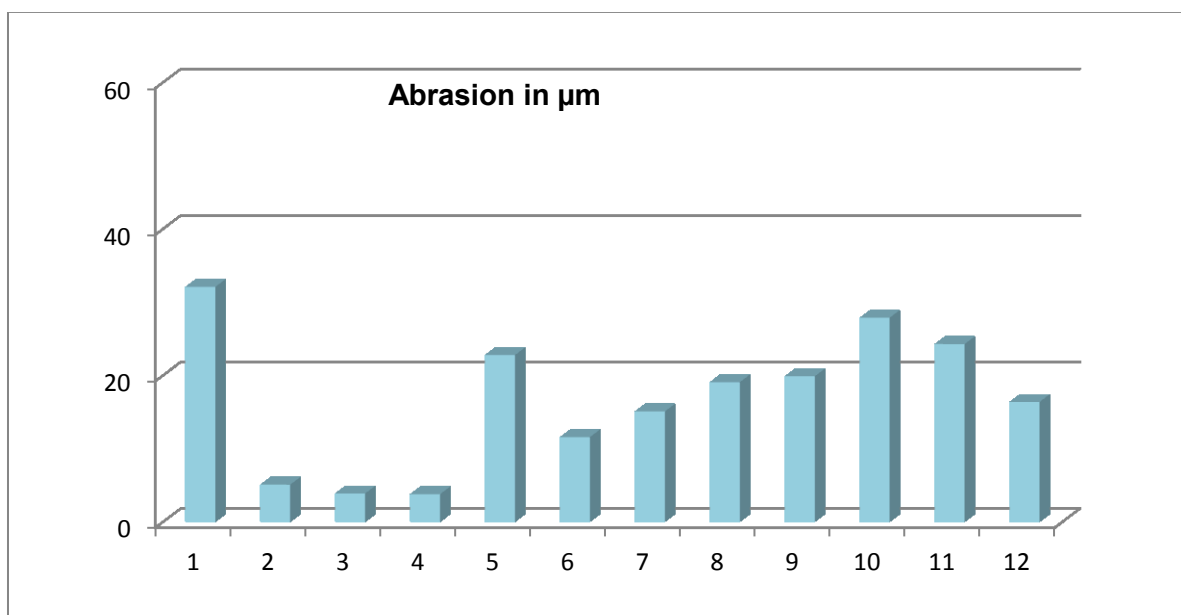


Abb. 89: Graphische Darstellung der Abrasionswerte in μm

4.3.4 Darstellung der Abrasionswerte der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 0,8 mm

Die anhand der 12 Kronen gemessenen Abrasionswerte nach Kausimulation lagen in der Gruppe der Sinterverbundkronen mit einer Schichtstärke von 0,8 mm zwischen einem Minimum von 33,1 μm (10,6 μm^*) und einem Maximum von 50,9 μm (125,0 μm^*). Die Werte 10,6 μm^* und 125,0 μm^* der Kronen 9 und 12 sind als Ausreißer zu betrachten.

Die Standardabweichung aller Werte betrug 27,4 und der Mittelwert lag bei 43,8 μm . Ohne Berücksichtigung der Ausreißer betrug die Standardabweichung 6,2 und der Mittelwert lag bei 39,0 μm .

Krone	Abrasion in μm
1	50,9
2	38,6
3	42,1
4	44,0
5	33,1
6	33,8
7	45,2
8	33,3
9	10,6*
10	33,4
11	35,9
12	125,0*
Standardabweichung	27,4
ohne Ausreißer	6,2
Mittelwert	43,8
ohne Ausreißer	39,0

Tab. 30: Abrasionswerte

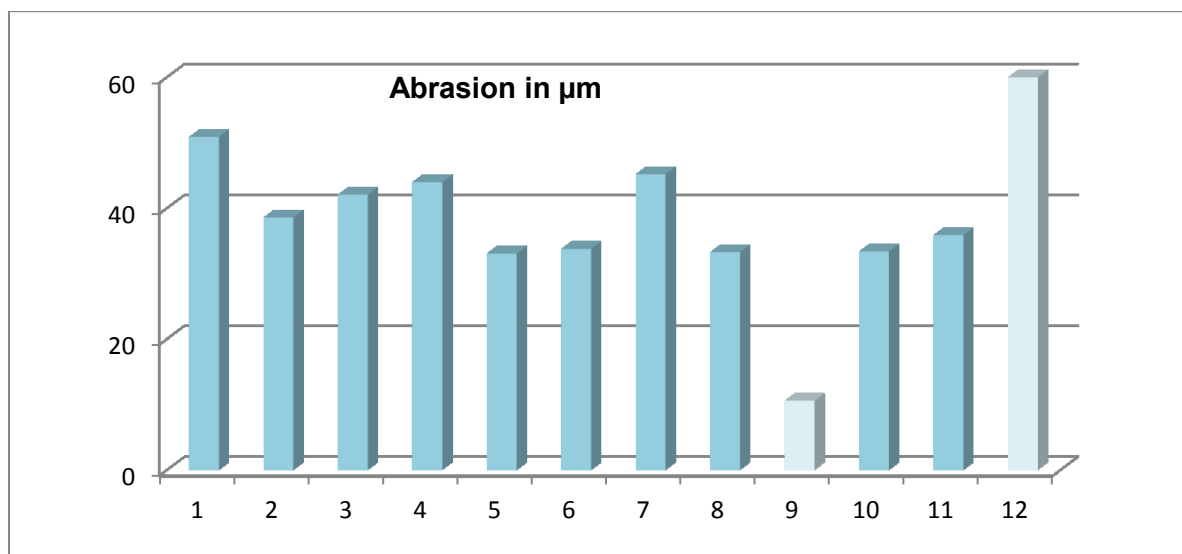


Abb. 90: Graphische Darstellung der Abrasionswerte in μm
(Ausreißer Nr.9 und 12 nicht vollständig abgebildet)

4.3.5 Darstellung der Abrasionswerte der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 1,3 mm

Die anhand der 12 Kronen gemessenen Abrasionswerte nach Kausimulation lagen in der Gruppe der Sinterverbundkronen mit einer Schichtstärke von 1,3 mm zwischen einem Minimum von 25,1 μm (4,7 μm^*) und einem Maximum von 40,6 μm (80,3 μm^*). Die Werte 4,7 μm^* und 80,3 μm^* der Kronen 3 und 10 sind als Ausreißer zu betrachten.

Die Standardabweichung aller Werte betrug 17,1 und der Mittelwert lag bei 34,7 μm . Ohne Berücksichtigung der Ausreißer betrug die Standardabweichung 4,8 und der Mittelwert lag bei 33,2 μm .

Krone	Abrasion in μm
1	30,8
2	32,7
3	4,7*
4	37,6
5	37,0
6	25,1
7	28,5
8	29,2
9	40,6
10	80,3*
11	36,3
12	34,0
Standardabweichung	17,1
ohne Ausreißer	4,8
Mittelwert	34,7
ohne Ausreißer	33,2

Tab. 31: Abrasionswerte

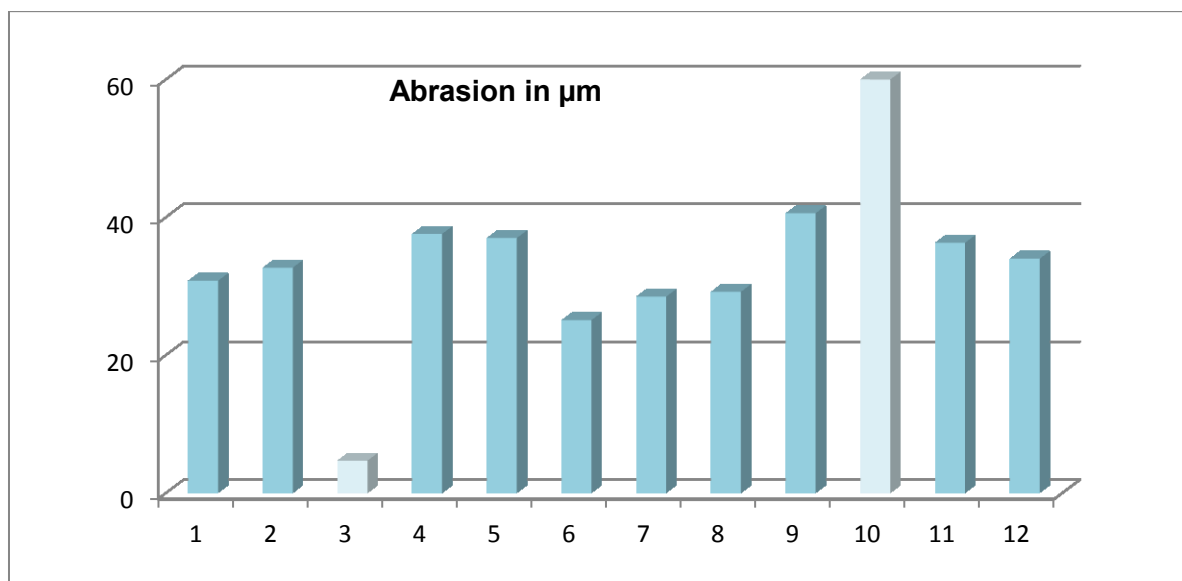


Abb. 91: Graphische Darstellung der Abrasionswerte in μm
(Ausreißer Nr.3 und 10 nicht vollständig abgebildet)

4.3.6 Statistische Auswertung der Abrasionswerte (Kronen)

In der folgenden Tabelle sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Abrasionswerte aller Gruppen zusammengefasst dargestellt. Das Boxplot-Diagramm gibt genauere Auskunft über die Streuung der Abrasionswerte.

Gruppen (Kronen)	Mittelwert in μm	Mittelwert ohne Ausreißer in μm	Standardabweichung	Standardabweichung ohne Ausreißer
Handverblendet	32,5	-	11,5	-
Zirluna 0,5	19,6	-	5,3	-
Zirluna 1,0	16,8	-	9,4	-
Sinterverbund 0,8	43,8	39,0	27,4	6,2
Sinterverbund 1,3	34,7	33,2	17,1	4,8

Tab. 32: Deskriptive Statistik der Abrasionswerte (Kronen)

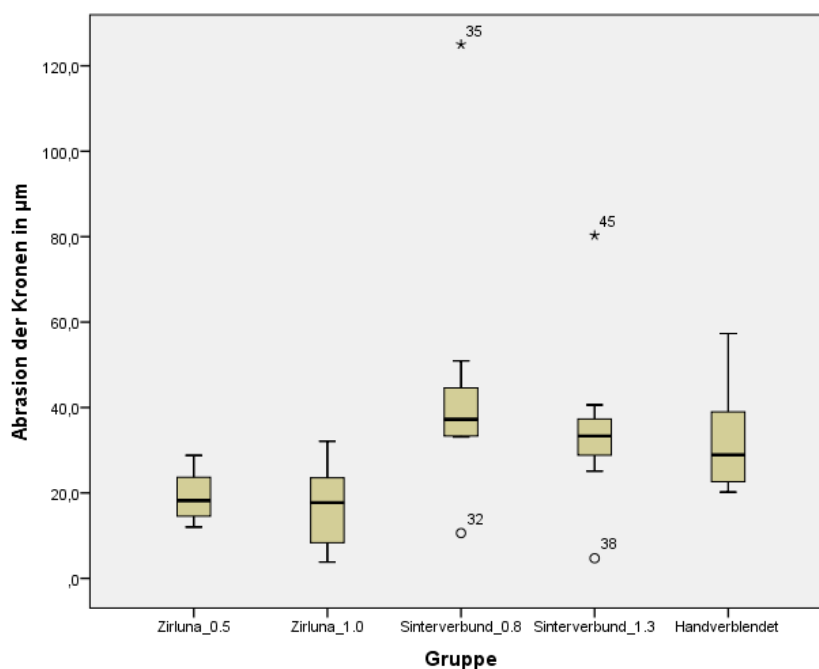


Abb. 92: Abrasion der Kronen im Boxplot-Diagramm

Bezogen auf die unterschiedlichen Abrasionsmittelwerte der einzelnen Gruppen, lässt sich eine Rangfolge von stärkster bis schwächster Abrasion erstellen. Die Gruppe der Sinterverbundkronen 0,8 mm hat mit 39,0 μm die stärkste Abrasion. An zweiter Stelle kommt mit 33,2 μm die Gruppe der Sinterverbundkronen 1,3 mm. Dieser folgt die Gruppe der handverblendeten Zirkoniumdioxidkronen, welche auf einen Wert von 32,5 μm kommt. Mit einem etwas

größeren Abstand folgt Zirluna 0,5 mm mit einem Wert von 19,6 μm . Die geringste Abrasion mit 16,8 μm erreicht die Gruppe der Zirluna 1,0 mm. Die Kronen aus den Gruppen der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen zeigen eine deutlich geringere Abrasion als die restlichen Gruppen. Handverblendete Zirkoniumdioxidkronen und die Sinterverbundkronen haben sehr ähnliche Abrasionswerte. Die Gruppe der handverblendeten Zirkoniumdioxidkronen hat die größte Streubreite mit einer Standardabweichung von 11,5. Die geringste Streubreite mit einer Standardabweichung von 4,8 erreicht die Gruppe der Sinterverbundkronen 1,3 mm.

Für den Vergleich der Gruppen untereinander, wurde der ANOVA Test und der Post-hoc-Test nach Tukey durchgeführt. Das Signifikanzniveau (p) wurde dabei auf $p \leq 0,05$ festgelegt. Der ANOVA Test zeigt, dass hoch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen bestehen.

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz	Einteilung
Vergleich der Gruppen	5909,887	4	1477,472	5,612	$\leq 0,001$	hoch signifikant

Tab. 33: ANOVA Test (Kronen)

Der Post-hoc-Test nach Tukey beschreibt die signifikanten Unterschiede der einzelnen Gruppen untereinander.

Es ist festzustellen, dass die meisten Gruppen keinen signifikanten Unterschied aufweisen. Nur die Gruppe Sinterverbund 0,8 mm, welche die stärkste Abrasion aufweist, hat mit einem Signifikanzwert von 0,006 einen hoch signifikanten Unterschied zu Zirluna 0,5 mm und dank eines Signifikanzwertes von 0,001 einen noch höheren signifikanten Unterschied zu Zirluna 1,0 mm. Deutlich geht hervor, dass die Gruppen der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen sich von den restlichen Gruppen durch ihre niedrigen Signifikanzwerte, ihren hohen Differenzwerten und der geringsten Abrasion unterscheiden. Die höchste mittlere Differenz mit $\pm 26,9916667$ liegt zwischen Zirluna 1,0 mm und der Gruppe Sinterverbund 0,8 mm. Die zweit höchste Differenz mit $\pm 24,2704545$ liegt zwischen Zirluna 0,5 mm und Sinterverbund 0,8 mm. Die Gruppen der handverblendeten Kronen und der Sinterverbundkronen unterscheiden sich mit hohen Signifikanzwerten und geringen mittleren Differenzen nur unwesentlich voneinander. Das Signifikanzniveau (p) wurde auf $p = 0,05$ festgelegt.

Gruppe	Vergleichsgruppe	Mittlere Differenz	Signifikanz
Handverblendet	Zirluna 0,5	12,9287879	0,325
	Zirluna 1,0	15,6500000	0,142
	Sinterverbund 0,8	-11,3416667	0,435
	Sinterverbund 1,3	-2,2500000	0,997
Zirluna 0,5	Handverblendet	-12,9287879	0,325
	Zirluna 1,0	2,7212121	0,994
	Sinterverbund 0,8	-24,2704545*	0,006
	Sinterverbund 1,3	-15,1787879	0,180
Zirluna 1,0	Handverblendet	-15,6500000	0,142
	Zirluna 0,5	-2,7212121	0,994
	Sinterverbund 0,8	-26,9916667*	$\leq 0,001$
	Sinterverbund 1,3	-17,9000000	0,067
Sinterverbund 0,8	Handverblendet	11,3416667	0,435
	Zirluna 0,5	24,2704545*	0,006
	Zirluna 1,0	26,9916667*	$\leq 0,001$
	Sinterverbund 1,3	9,0916667	0,648
Sinterverbund 1,3	Handverblendet	2,2500000	0,997
	Zirluna 0,5	15,1787879	0,180
	Zirluna 1,0	17,9000000	0,067
	Sinterverbund 0,8	-9,0916667	0,648

Tab. 34: Mittlere Differenz und Signifikanz der Kronen aus dem Post-hoc-Test

4.3.7 Darstellung der Abrasionswerte der Antagonisten der handverblendeten Vollkeramikkronen (Kontrollgruppe 1) mit der Schichtstärke 1,3 mm

Die anhand der 12 Antagonisten gemessenen Abrasionswerte nach Kausimulation lagen in der Gruppe der handverblendeten Vollkeramikkronen mit einer Schichtstärke von 1,3 mm zwischen einem Minimum von 9,7 μm und einem Maximum von 38,2 μm (74,1 μm^*). Der Wert 74,1 μm^* des Antagonisten 9 ist als Ausreißer zu betrachten.

Die Standardabweichung aller Werte betrug 16,5 und der Mittelwert lag bei 28,3 μm . Ohne Berücksichtigung des Ausreißers betrug die Standardabweichung 8,5 und der Mittelwert lag bei 24,2 μm .

Antagonist	Abrasion in μm
1	30,0
2	15,7
3	19,8
4	9,7
5	21,9
6	22,0
7	32,8
8	32,0
9	74,1*
10	17,5
11	38,2
12	26,2
Standardabweichung	16,5
ohne Ausreißer	8,5
Mittelwert	28,3
ohne Ausreißer	24,2

Tab. 35: Abrasionswerte

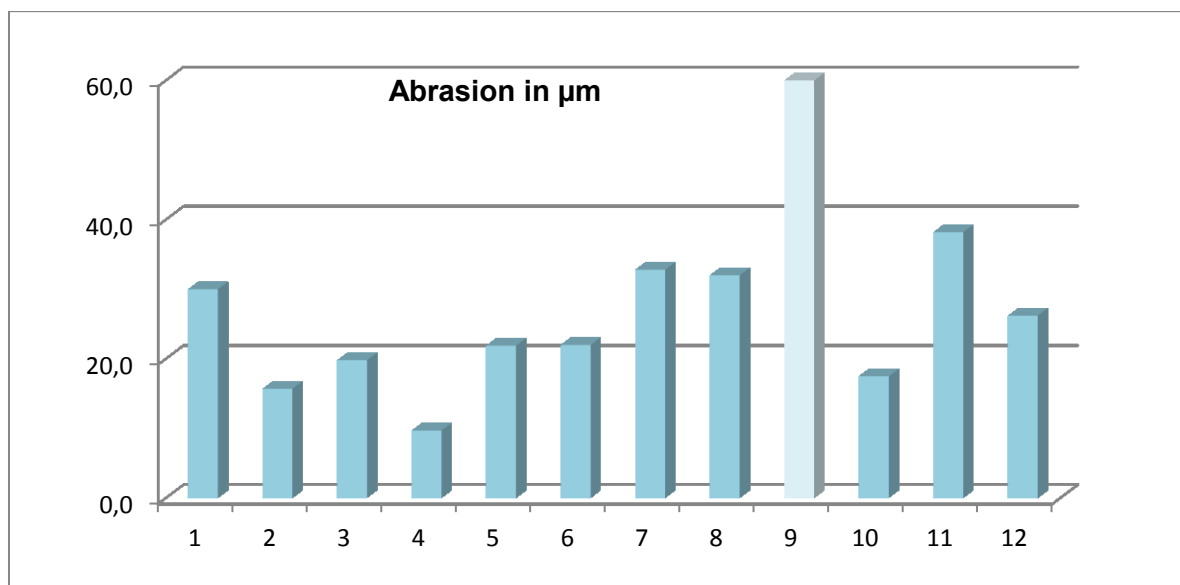


Abb. 93: Graphische Darstellung der Abrasionswerte in μm
(Ausreißer Nr. 9 nicht vollständig abgebildet)

4.3.8 Darstellung der Abrasionswerte der Antagonisten der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit der Schichtstärke 0,5 mm

Die anhand der 12 Antagonisten gemessenen Abrasionswerte nach Kausimulation lagen in der Gruppe der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit einer Schichtstärke von 0,5 mm zwischen einem Minimum von 10,1 μm und einem Maximum von 37,9 μm .

Die Standardabweichung aller Werte betrug **10,0** und der Mittelwert lag bei **23,5 μm** .

Antagonist	Abrasion in μm
1	16,1
2	26,1
3	12,2
4	10,1
5	29,7
6	28,5
7	17,2
8	12,1
9	21,1
10	37,9
11	35,1
12	36,2
Standardabweichung	10,0
Mittelwert	23,5

Tab. 36: Abrasionswerte

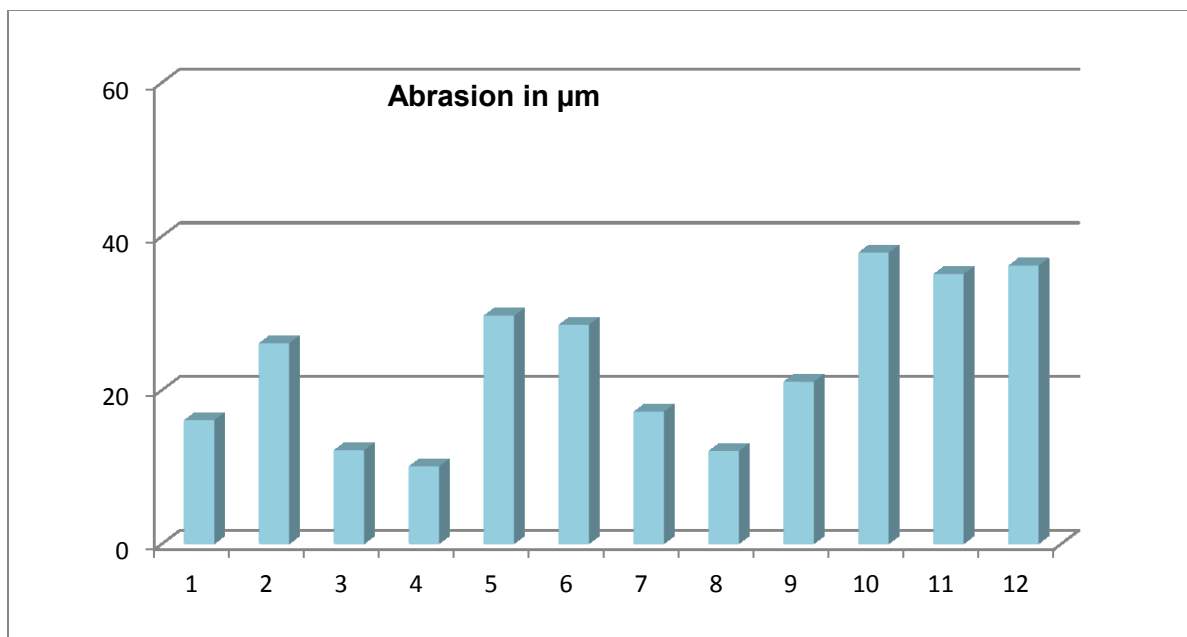


Abb. 94: Graphische Darstellung der Abrasionswerte in μm

4.3.9 Darstellung der Abrasionswerte der Antagonisten der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit der Schichtstärke 1,0 mm

Die anhand der 12 Antagonisten gemessenen Abrasionswerte nach Kausimulation lagen in der Gruppe der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit einer Schichtstärke von 1,0 mm zwischen einem Minimum von 10,4 μm und einem Maximum von 38,7 μm .

Die Standardabweichung aller Werte betrug 9,6 und der Mittelwert lag bei 23,1 μm .

Antagonist	Abrasion in μm
1	15,8
2	27,5
3	10,4
4	13,1
5	32,0
6	26,1
7	15,6
8	13,1
9	38,7
10	20,0
11	29,7
12	35,2
Standardabweichung	9,6
Mittelwert	23,1

Tab. 37: Abrasionswerte

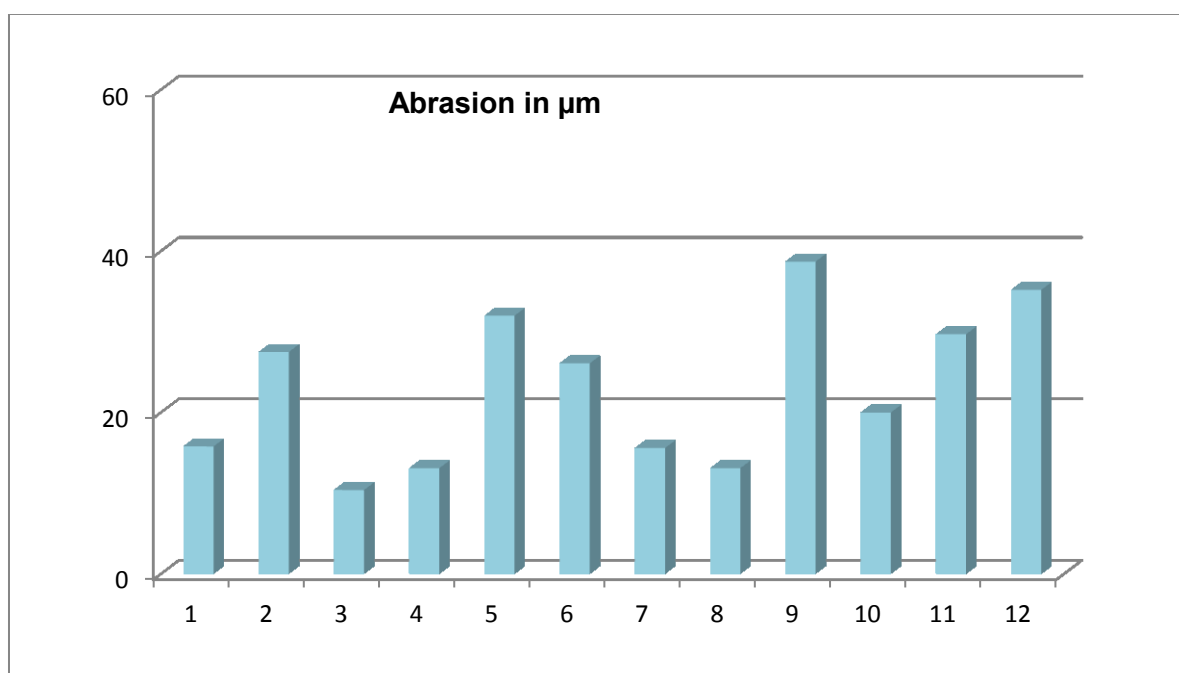


Abb. 95: Graphische Darstellung der Abrasionswerte in μm

4.3.10 Darstellung der Abrasionswerte der Antagonisten der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 0,8 mm

Die anhand der 12 Antagonisten gemessenen Abrasionswerte nach Kausimulation lagen in der Gruppe der Sinterverbundkronen mit einer Schichtstärke von 0,8 mm zwischen einem Minimum von 8,4 μm und einem Maximum von 44,0 μm .

Die Standardabweichung aller Werte betrug **10,1** und der Mittelwert lag bei **27,4 μm** .

Antagonist	Abrasion in μm
1	44,0
2	27,0
3	17,0
4	32,2
5	8,4
6	20,3
7	28,1
8	23,5
9	26,2
10	24,5
11	41,4
12	36,2
Standardabweichung	10,1
Mittelwert	27,4

Tab. 38: Abrasionswerte

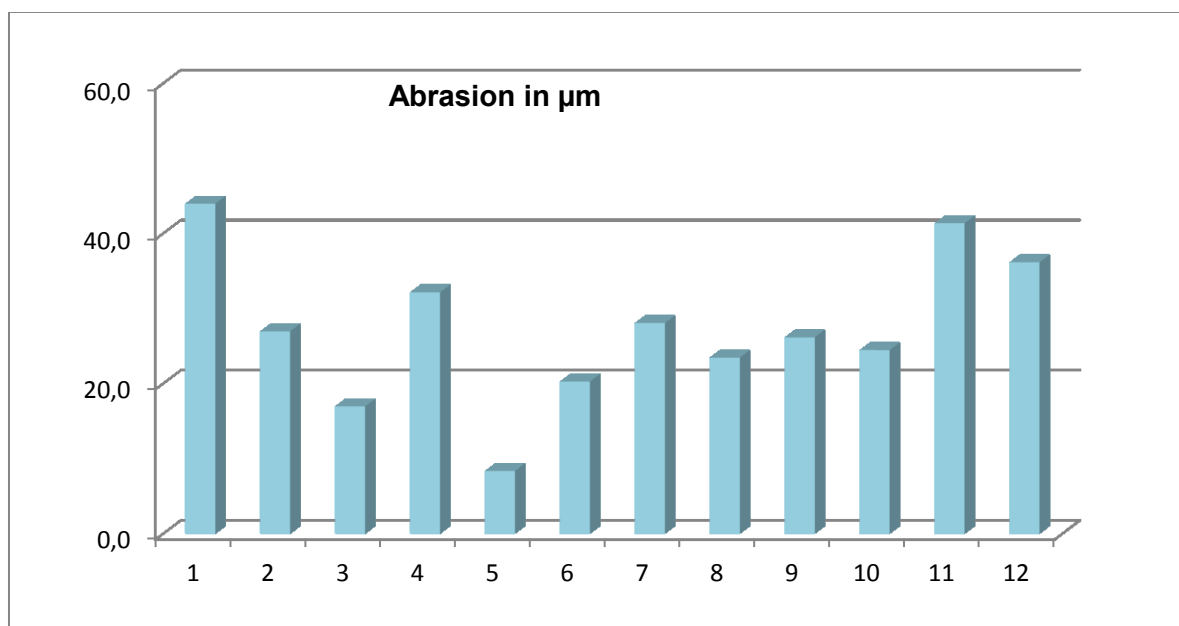


Abb. 96: Graphische Darstellung der Abrasionswerte in μm

4.3.11 Darstellung der Abrasionswerte der Antagonisten der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 1,3 mm

Die anhand der 12 Antagonisten gemessenen Abrasionswerte nach Kausimulation lagen in der Gruppe der Sinterverbundkronen mit einer Schichtstärke von 1,3 mm zwischen einem Minimum von 8,6 μm und einem Maximum von 38,2 μm (55,2 μm^*). Der Wert 55,2 μm^* des Antagonisten 9 ist als Ausreißer zu betrachten.

Die Standardabweichung aller Werte betrug 12,1 und der Mittelwert lag bei 26,7 μm . Ohne Berücksichtigung des Ausreißers betrug die Standardabweichung 8,5 und der Mittelwert lag bei 24,1 μm .

Antagonist	Abrasion in μm
1	32,3
2	23,5
3	15,4
4	16,9
5	8,6
6	26,5
7	28,6
8	22,3
9	55,2*
10	38,2
11	21,8
12	31,1
Standardabweichung	12,1
ohne Ausreißer	8,5
Mittelwert	26,7
ohne Ausreißer	24,1

Tab. 39: Abrasionswerte

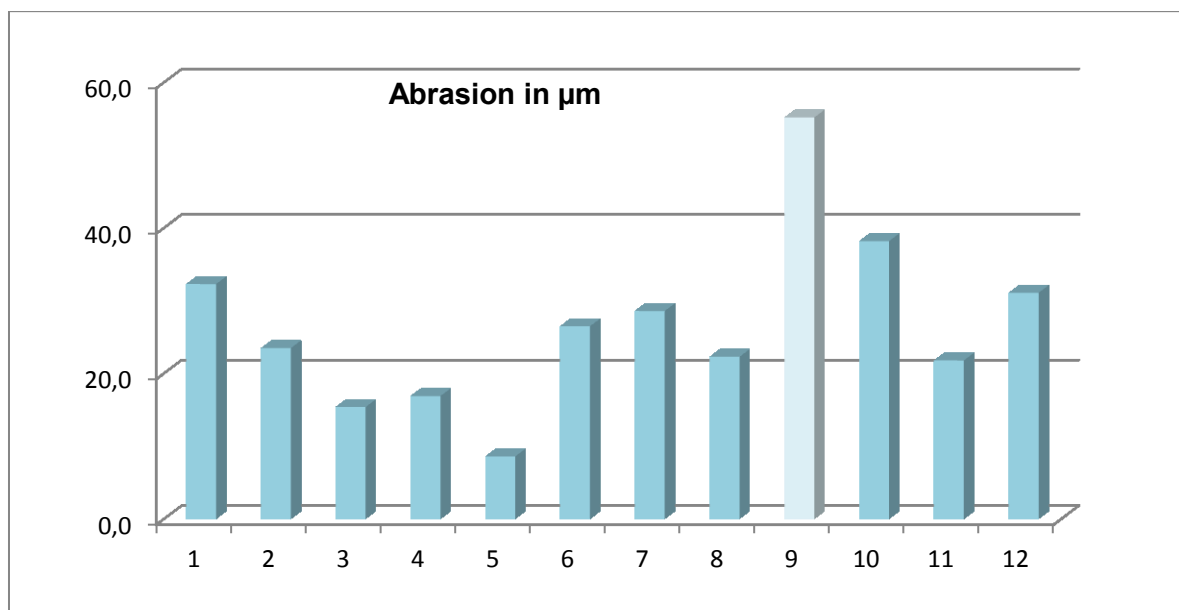


Abb. 97: Graphische Darstellung der Abrasionswerte in μm
(Ausreißer Nr. 9 nicht vollständig abgebildet)

4.3.12 Statistische Auswertung der Abrasionswerte (Antagonisten)

In der folgenden Tabelle sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Abrasionswerte aller Antagonistengruppen zusammengefasst dargestellt. Das Boxplot-Diagramm gibt genauere Auskunft über die Streuung der Abrasionswerte.

Gruppen (Antagonisten)	Mittelwert in μm	Mittelwert ohne Ausreißer in μm	Standardabweichung	Standardabweichung ohne Ausreißer
Handverblendet	28,3	24,2	16,5	8,5
Zirluna 0,5	23,5	-	10,0	-
Zirluna 1,0	23,1	-	9,6	-
Sinterverbund 0,8	27,4	-	10,1	-
Sinterverbund 1,3	26,7	24,1	12,1	8,5

Tab. 40: Deskriptive Statistik der Abrasionswerte (Antagonisten)

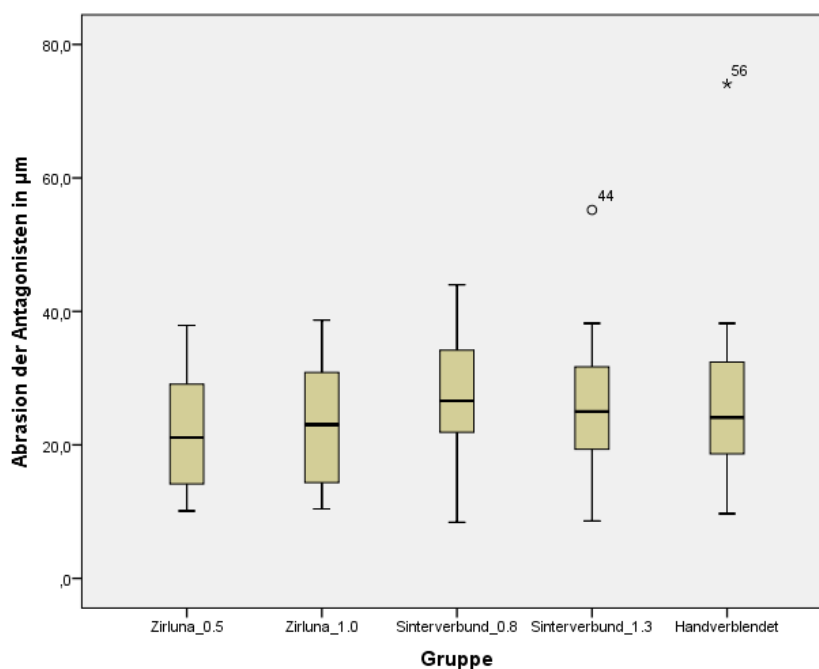


Abb. 98: Abrasion der Antagonisten im Boxplot-Diagramm

Bezogen auf die unterschiedlichen Abrasionsmittelwerte der einzelnen Gruppen lässt sich eine Rangfolge von stärkster bis schwächster Abrasion erstellen. Die Antagonisten aus der Gruppe der Sinterverbundkronen 0,8 mm haben mit 27,4 μm die stärkste Abrasion. An zweiter Stelle kommen die Antagonisten aus der Gruppe der handverblendeten Zirkoniumdioxidkronen mit 24,2 μm . Dieser folgen mit nur sehr geringem Abstand die restlichen drei Gruppen.

Die Antagonisten aus der Gruppe Sinterverbund 1,3 mm, welche auf einen Wert von 24,1 μm kommen, gefolgt von den Antagonisten aus der Gruppe Zirluna 0,5 mm mit einem Wert von 23,5 μm und zuletzt die Antagonisten aus der Gruppe Zirluna 1,0, welche einen Wert von 23,1 μm erreichten. Alle Antagonisten der unterschiedlichen Gruppen besitzen eine sehr ähnliche Abrasion, welche sich nur minimal unterscheidet. Festzuhalten ist jedoch, dass die Gruppen der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen sowohl bei den Kronen als auch bei den Antagonisten die geringsten Abrasionswerte besitzen.

Die Antagonisten aus der Gruppe der Sinterverbundkronen 0,8 mm haben die größte Streubreite mit einer Standardabweichung von 10,1. Die geringste Streubreite mit einer Standardabweichung von 8,5 erreichen die Antagonisten aus den Gruppen der handverblendeten Zirkoniumdioxidkronen und der Sinterverbundkronen 1,3 mm. Damit liegen auch die Streubreiten der Gruppen sehr dicht zusammen.

Für den Vergleich der Gruppen untereinander, wurde der ANOVA Test durchgeführt. Das Signifikanzniveau (p) wurde dabei auf $p \leq 0,05$ festgelegt. Der ANOVA Test zeigt, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen bestehen.

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz	Einteilung
Vergleich der Gruppen	332,008	4	83,002	0,583	0,676	nicht signifikant

Tab. 41: ANOVA Test (Antagonisten)

Der Post-hoc-Test nach Tukey wurde aufgrund der mangelnden Signifikanz dieser Gruppen nicht durchgeführt.

Zwischen keiner der Gruppen sind signifikante Unterschiede festzustellen. Alle Vergleichsgruppen besitzen hohe Signifikanzwerte und haben eine geringe mittlere Differenz. Somit kann festgestellt werden, dass sich die Antagonisten sehr geringfügig in ihrem Abrasionsverhalten unterscheiden. Anhand der Werte könnten alle Antagonisten einer Gruppe entstammen.

4.4 Ergebnisse aus dem Bruchlastversuch

4.4.1 Darstellung der Bruchlastwerte der handverblendeten Vollkeramikkronen (Kontrollgruppe 1) mit der Schichtstärke 1,3 mm

Die Bruchlastwerte der 12 Kronen aus der Gruppe der handverblendeten Vollkeramikkronen mit der Schichtstärke 1,3 mm lagen zwischen einem Minimum von 3634,5 N und einem Maximum von 5886,5 N.

Die Standardabweichung betrug **622,8** und der Mittelwert lag bei **4784,7 N**. Bei sieben Proben traten vorzeitige Keramikabplatzungen im Sinne von "Chipping" auf.

Krone	Bruchlast in N
1	5886,5
2	4810,3
3	4300,6
4	5105,2
5	3634,5
6	5330,4
7	4298,4
8	4803,9
9	4942,4
10	4338,6
11	4456,4
12	5509,4
Standardabweichung	622,8
Mittelwert	4784,7

Tab. 42: Bruchlastwerte

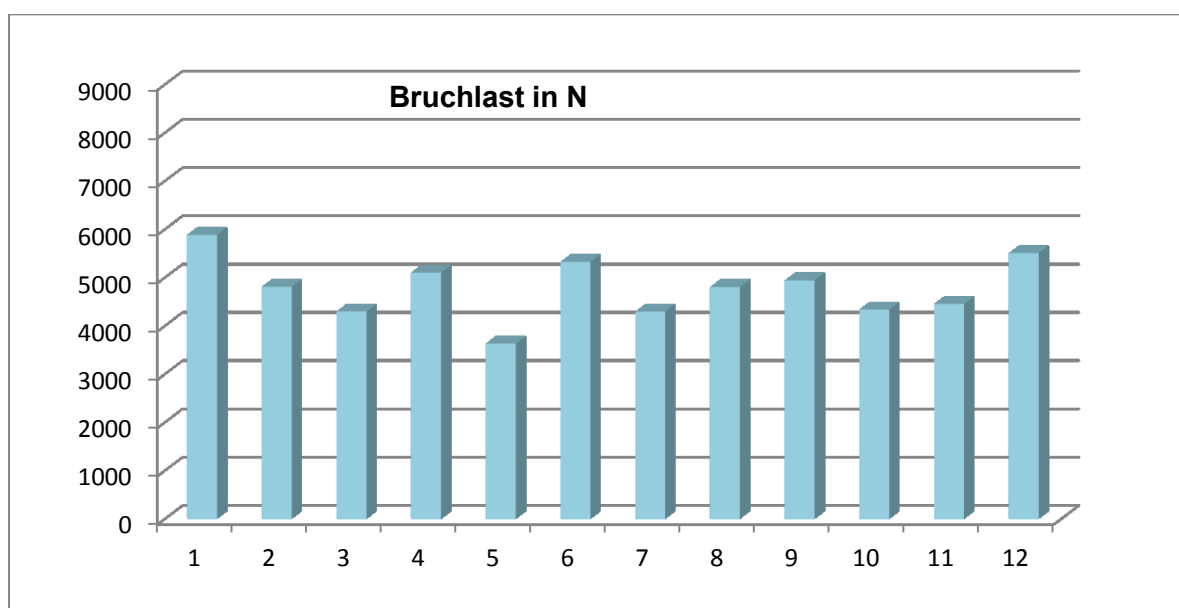


Abb. 99: Graphische Darstellung der Bruchlastwerte in N

4.4.2 Darstellung der Bruchlastwerte der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit der Schichtstärke 0,5 mm

Die Bruchlastwerte der 12 Kronen aus der Gruppe der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit der Schichtstärke 0,5 mm lagen zwischen einem Minimum von 3555,4 N und einem Maximum von 4962,3 N.

Die Standardabweichung betrug **434,9** und der Mittelwert lag bei **4479,9 N**. Es gab keine vorzeitigen Keramikabplatzungen.

Krone	Bruchlast in N
1	4962,3
2	3974,2
3	4822,6
4	4398,7
5	4921,1
6	4250,4
7	4351,9
8	4272,9
9	3555,4
10	4518,1
11	4932,2
12	4798,6
Standardabweichung	434,9
Mittelwert	4479,9

Tab. 43: Bruchlastwerte

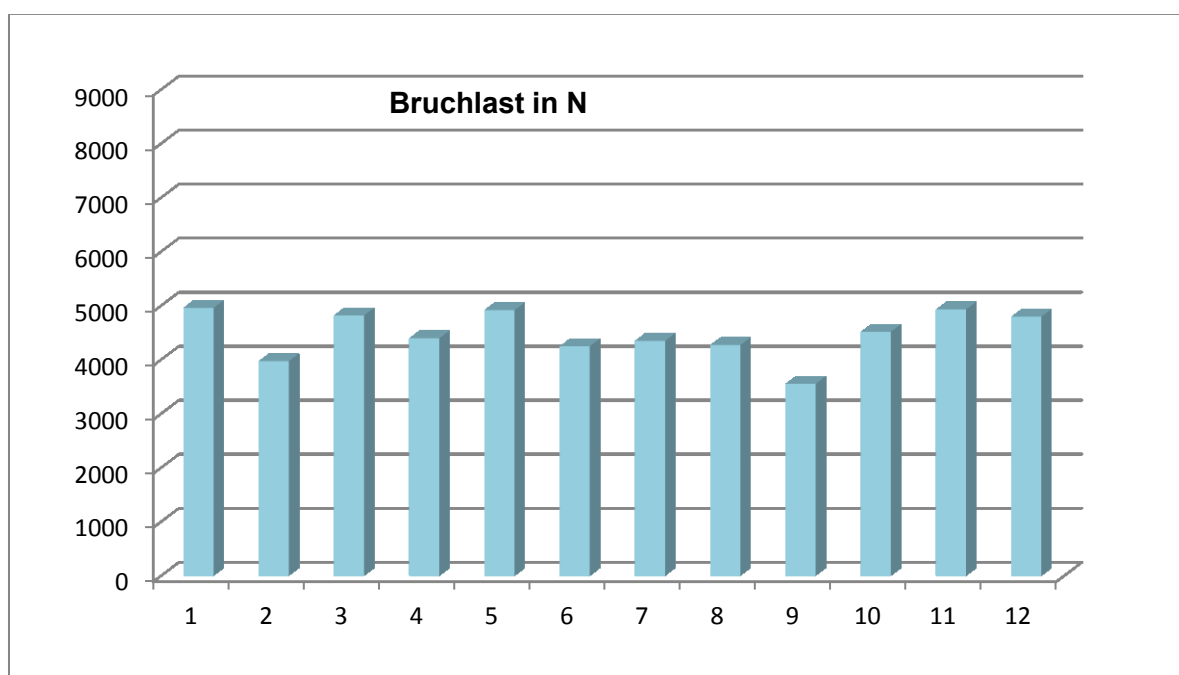


Abb. 100: Graphische Darstellung der Bruchlastwerte in N

4.4.3 Darstellung der Bruchlastwerte der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit der Schichtstärke 1,0 mm

Die Bruchlastwerte der 12 Kronen aus der Gruppe der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen mit der Schichtstärke 1,0 mm lagen zwischen einem Minimum von 5529,1 N und einem Maximum von 8551,8 N.

Die Standardabweichung betrug **977,3** und der Mittelwert lag bei **7370,9 N**. Es gab keine vorzeitigen Keramikabplatzungen

Krone	Bruchlast in N
1	5529,1
2	8210,2
3	6881,6
4	8551,8
5	6391,6
6	7140,0
7	7808,2
8	7069,8
9	6329,5
10	7653,4
11	8352,0
12	8534,3
Standardabweichung	977,3
Mittelwert	7370,9

Tab. 44: Bruchlastwerte

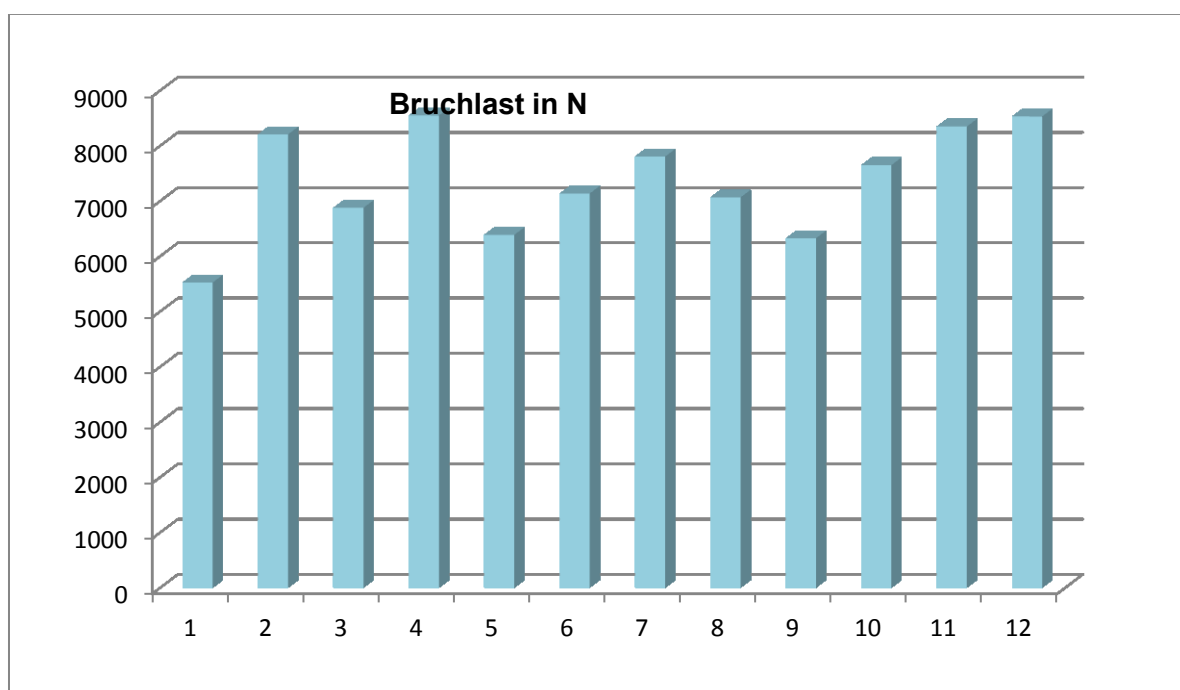


Abb. 101: Graphische Darstellung der Bruchlastwerte in N

4.4.4 Darstellung der Bruchlastwerte der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 0,8 mm

Die Bruchlastwerte der 12 Kronen aus der Gruppe der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 0,8 mm lagen zwischen einem Minimum von 3151,5 N und einem Maximum von 5473,9 N. Die Standardabweichung betrug **630,2** und der Mittelwert lag bei **4446,3** N. Es gab keine vorzeitigen Keramikabplatzungen.

Krone	Bruchlast in N
1	4763,6
2	3628,8
3	4808,5
4	4496,5
5	5473,9
6	4518,9
7	5042,1
8	4831,0
9	4116,9
10	4106,0
11	3151,5
12	4417,3
Standardabweichung	630,2
Mittelwert	4446,3

Tab. 45: Bruchlastwerte

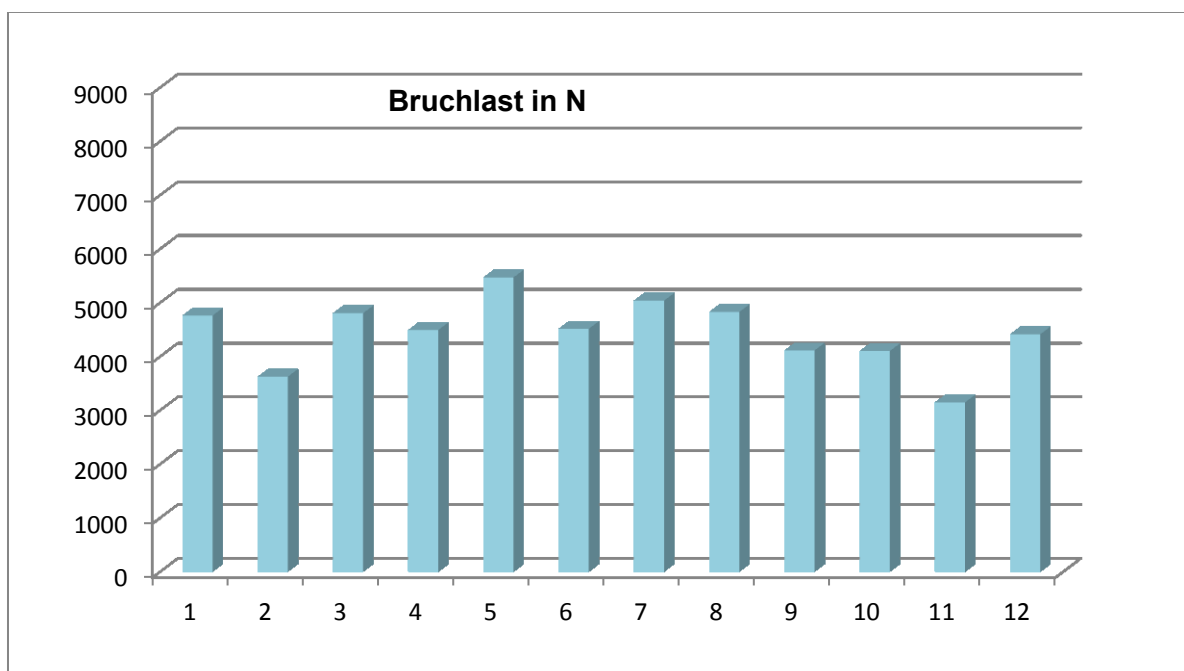


Abb. 102: Graphische Darstellung der Bruchlastwerte in N

4.4.5 Darstellung der Bruchlastwerte der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 1,3 mm

Die Bruchlastwerte der 12 Kronen aus der Gruppe der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 1,3 mm lagen zwischen einem Minimum von 4223,6 N und einem Maximum von 6682,3 N. Die Standardabweichung betrug **727,6** und der Mittelwert lag bei **5671,7** N. Es gab keine vorzeitigen Keramikabplatzungen.

Krone	Bruchlast in N
1	4987,0
2	6283,0
3	5557,1
4	6349,9
5	4223,6
6	5775,2
7	6682,3
8	5803,9
9	5854,7
10	5687,2
11	4650,9
12	6205,8
Standardabweichung	727,6
Mittelwert	5671,7

Tab. 46: Bruchlastwerte

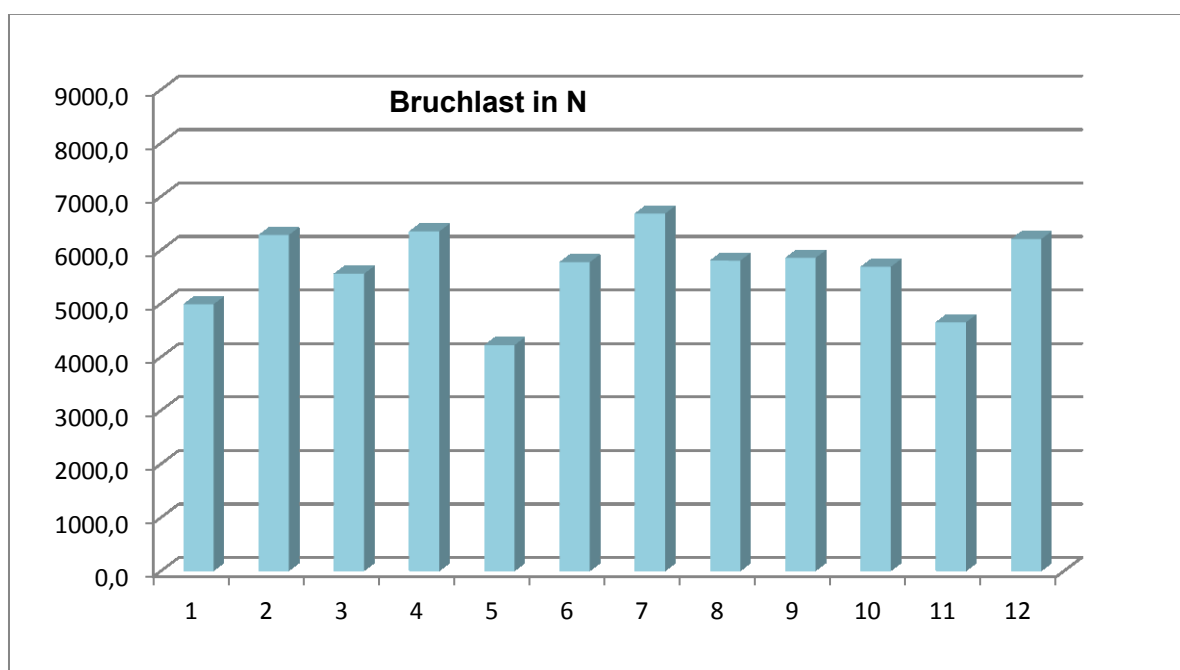


Abb. 103: Graphische Darstellung der Bruchlastwerte in N

4.4.6 Statistische Auswertung der Bruchlastwerte

In der folgenden Tabelle sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Bruchlastwerte aller Gruppen zusammengefasst dargestellt. Das Boxplot-Diagramm gibt genauere Auskunft über die Streuung der Bruchlastwerte.

Gruppen	Mittelwert in N	Standardabweichung
Handverblendet	4784,7	622,8
Zirluna 0,5	4479,9	434,9
Zirluna 1,0	7370,9	977,3
Sinterverbund 0,8	4446,3	630,2
Sinterverbund 1,3	5671,7	727,6

Tab. 47: Deskriptive Statistik der Bruchlastwerte

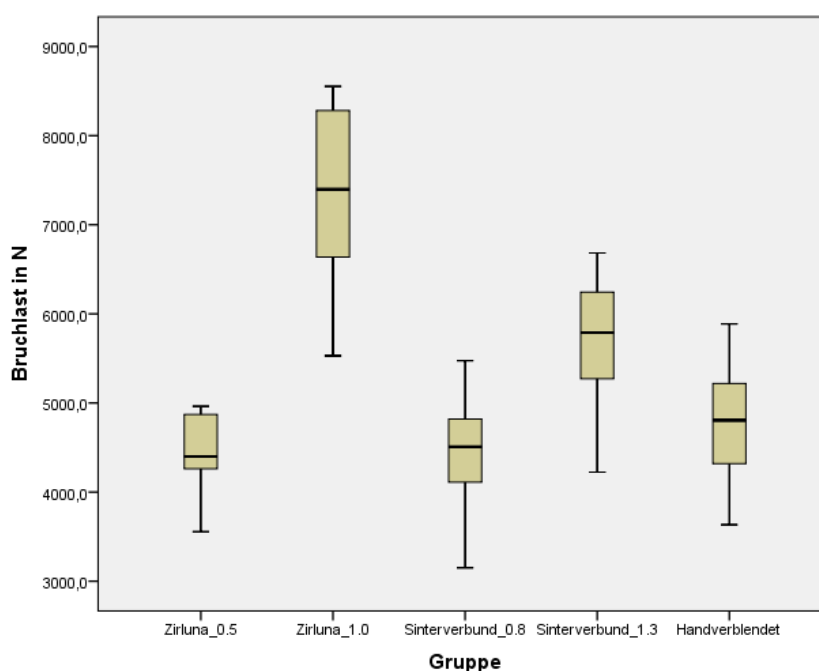


Abb. 104: Bruchlastwerte im Boxplot-Diagramm

Ausgehend von den unterschiedlichen Mittelwerten aus dem Bruchlastversuch der einzelnen Gruppen lässt sich eine Rangfolge von höchster bis niedrigster Bruchfestigkeit erstellen. Mit deutlichem Abstand und einem Wert von 7370,9 N erreicht die Gruppe Zirluna 1,0 mm die höchste Bruchfestigkeit. An zweiter Stelle kommt die Gruppe Sinterverbund 1,3 mm mit einem Wert von 5671,7 N. Dieser folgt die Gruppe der handverblendeten Zirkoniumdioxidkronen mit einem Wert von 4784,7 N und Zirluna 0,5 mm mit einem Wert von 4479,9 N. Die

niedrigste Bruchfestigkeit mit einem Wert von 4446,3 N erreicht die Gruppe Sinterverbund 0,8 mm. Die Gruppe Zirluna 1,0 mm hat mit einer Standardabweichung von 977,3 neben der höchsten Bruchfestigkeit auch die größte Streubreite. Die geringste Streubreite mit einer Standardabweichung von 434,9 besitzt die Gruppe Zirluna 0,5 mm.

Für den Vergleich der Gruppen untereinander, wurde der ANOVA Test und der Post-hoc-Test nach Tukey durchgeführt. Das Signifikanzniveau (p) wurde dabei auf $p \leq 0,05$ festgelegt. Der ANOVA Test zeigt, dass hoch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen bestehen.

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz	Einteilung
Vergleich der Gruppen	72775400,621	4	18193850,155	36,478	$\leq 0,001$	hoch signifikant

Tab. 48: ANOVA Test

Der Post-hoc-Test nach Tukey zeigt, dass die Gruppen Zirluna 1,0 mm und Sinterverbund 1,3 mm zu allen anderen Gruppen einen hoch signifikanten Unterschied besitzen. Auch zwischen Zirluna 1,0 mm und Sinterverbund 1,3 mm besteht ein hoch signifikanter Unterschied. Die Gruppen Zirluna 0,5 mm, Sinterverbund 0,8 mm und handverblendete Zirkoniumdioxidkronen haben untereinander keinen signifikanten Unterschied. Den höchsten mittleren Differenzwert von $\pm 2924,7$ besitzen die Gruppen Zirluna 1,0 mm und Sinterverbund 0,8 mm. Den geringsten mittleren Differenzwert von $\pm 4,6409$ haben die Gruppen Zirluna 0,5 mm und Sinterverbund 0,8 mm. Es ist festzustellen, dass die Gruppe Zirluna 1,0 mm deutlich die höchste Bruchfestigkeit aufweist. Die zweithöchste Bruchfestigkeit besitzt die Gruppe Sinterverbund 1,3 mm. Die anderen Gruppen unterscheiden sich in ihrer Bruchfestigkeit nur minimal.

Gruppe	Vergleichsgruppe	Mittlere Differenz	Signifikanz
Handverblendet	Zirluna 0,5	333,8258	0,789
	Zirluna 1,0	-2586,2417*	$\leq 0,001$
	Sinterverbund 0,8	338,4667	0,766
	Sinterverbund 1,3	-887,0000*	0,026
Zirluna 0,5	Handverblendet	-333,8258	0,789
	Zirluna 1,0	-2920,0674*	$\leq 0,001$
	Sinterverbund 0,8	4,6409	1,000
	Sinterverbund 1,3	-1220,8258*	$\leq 0,001$
Zirluna 1,0	Handverblendet	2586,2417*	$\leq 0,001$
	Zirluna 0,5	2920,0674*	$\leq 0,001$
	Sinterverbund 0,8	2924,7083*	$\leq 0,001$
	Sinterverbund 1,3	1699,2417*	$\leq 0,001$
Sinterverbund 0,8	Handverblendet	-338,4667	0,766
	Zirluna 0,5	-4,6409	1,000
	Zirluna 1,0	-2924,7083*	$\leq 0,001$
	Sinterverbund 1,3	-1225,4667*	$\leq 0,001$
Sinterverbund 1,3	Handverblendet	887,0000*	0,026
	Zirluna 0,5	1220,8258*	$\leq 0,001$
	Zirluna 1,0	-1699,2417*	$\leq 0,001$
	Sinterverbund 0,8	1225,4667*	$\leq 0,001$

Tab. 49: Mittlere Differenz und Signifikanz aus dem Post-hoc-Test

Alle Proben wurden während des Bruchlastversuchs akustisch und optisch auf Versagen kontrolliert. In den Gruppen der Sinterverbundkronen und der Zirlunakronen wurde kein einziges vorzeitiges Versagen im Sinne von "Chipping" festgestellt. In der Kontrollgruppe der handverblendeten Kronen wurde dagegen bei sieben Proben ein vorzeitiges Versagen durch Abplatzungen der Verblendkeramik festgestellt.

Gruppe	"Chipping"	Anzahl
Handverblendet	ja	7
Zirluna 0,5	nein	0
Zirluna 1,0	nein	0
Sinterverbund 0,8	nein	0
Sinterverbund 1,3	nein	0

Tab. 50: Auftreten von "Chipping"

4.5 Auswertung der Rasterelektronenmikroskopaufnahmen

Die Gruppen 2 und 3 sowie die Gruppen 4 und 5 sind in der Auswertung zusammengefasst, da sie sich nur in ihren Schichtstärken und nicht in ihren Materialien unterscheiden. Die ausgewerteten Bilder zeigten bei diesen Gruppenpaaren fast identische Ergebnisse.

4.5.1 Auswertung der Aufnahmen aus der Gruppe 1 der handverblendeten Vollkeramikkronen (1,3 mm) vor und nach künstlicher Alterung

Die Aufnahmen der Proben aus der Gruppe 1 zeigten in der Übersichtsaufnahme (40-fache Vergrößerung) eine mit Unebenheiten bedeckte Oberfläche. Lufteinschlüsse, Bläschen oder kleine Defekte waren über die gesamte Oberfläche verteilt. In den Bildern nach Alterung sind die Abrasionsflächen deutlich zu erkennen.

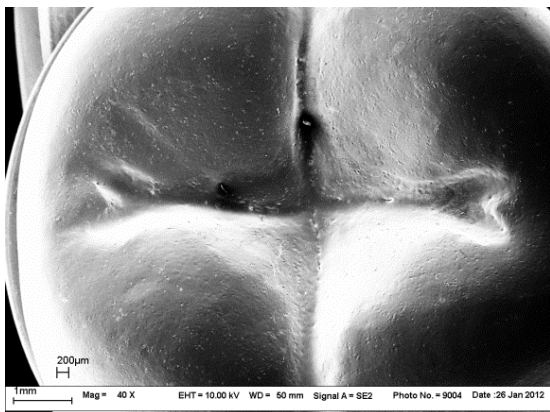


Abb. 105: handverblendete Vollkeramikkrone (1,3 mm) vor künstlicher Alterung (40 fache Vergrößerung)

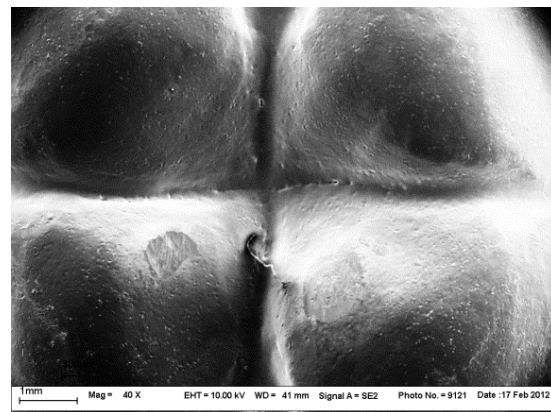


Abb. 106: handverblendete Vollkeramikkrone (1,3 mm) nach künstlicher Alterung (40 fache Vergrößerung)

Die Detailaufnahmen (200-fache und 1000-fache Vergrößerung) zeigen ebenfalls eine von Einschlüssen und Bläschen durchsetzte Oberfläche. Die Abrasionsstellen in den Aufnahmen nach Kausimulation zeigen ein inhomogen wirkendes, stark zerklüftetes Schliffbild mit tiefen Kratern und einzeln herausgesprengten Fragmenten.

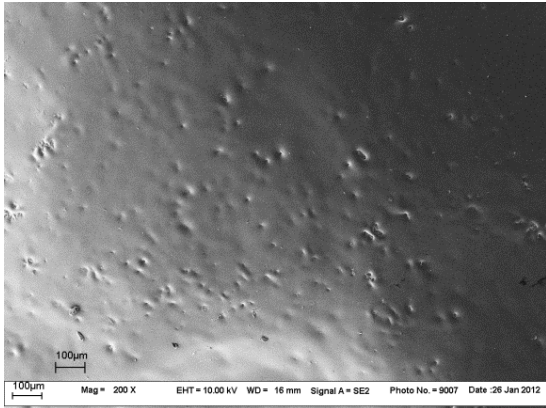


Abb. 107: handverblendete Vollkeramikkrone (1,3 mm) vor künstlicher Alterung (200 fache Vergrößerung)

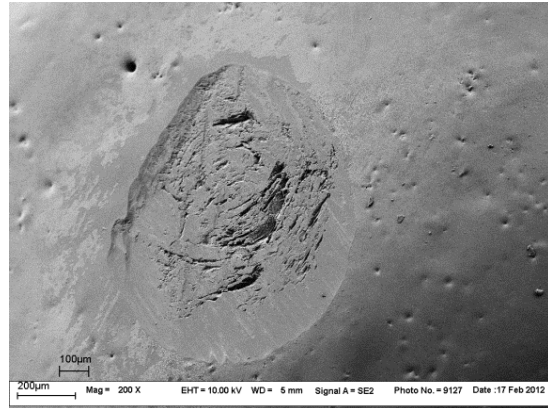


Abb. 108: handverblendete Vollkeramikkrone (1,3 mm) nach künstlicher Alterung (200 fache Vergrößerung)

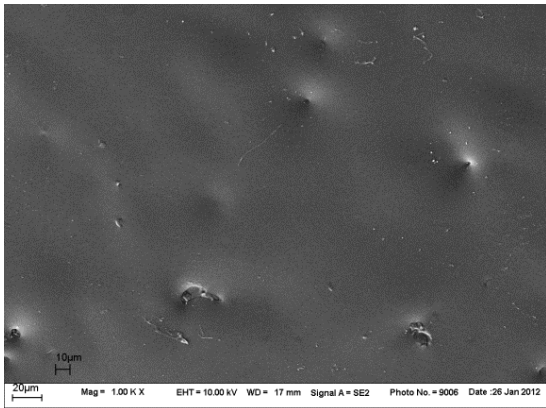


Abb. 109: handverblendete Vollkeramikkrone (1,3 mm) vor künstlicher Alterung (1000 fache Vergrößerung)

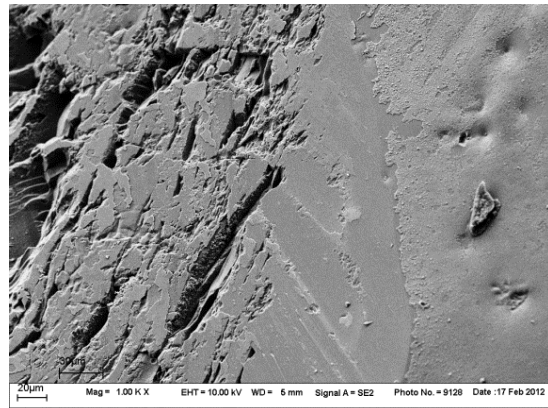


Abb. 110: handverblendete Vollkeramikkrone (1,3 mm) nach künstlicher Alterung (1000 fache Vergrößerung)

4.5.2 Auswertung der Aufnahmen aus den Gruppen 2 und 3 der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen (0,5 mm und 1,0 mm) vor und nach künstlicher Alterung

In den Gruppen 2 und 3 der vollanatomischen Zirluna Zirkoniumdioxidkronen, zeigten die Übersichtsaufnahmen (40-fache Vergrößerung) eine relativ homogen und glatt wirkende Oberfläche. Vereinzelte Unebenheiten und Poren sind zu erkennen. Auf den Aufnahmen nach Kausimulation sind die Abrasionsstellen deutlich zu erkennen.

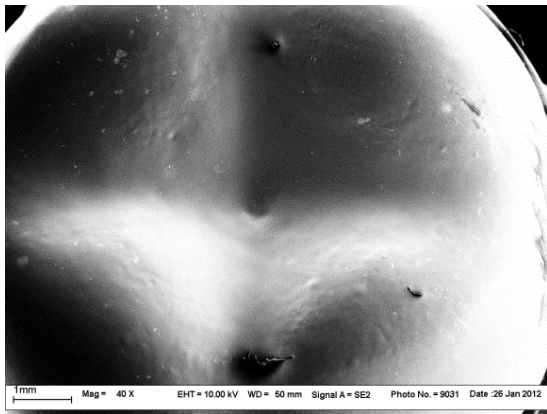


Abb. 111: vollanatomische Zirluna Zirkoniumdioxidkrone (1,0 mm) vor künstlicher Alterung (40 fache Vergrößerung)

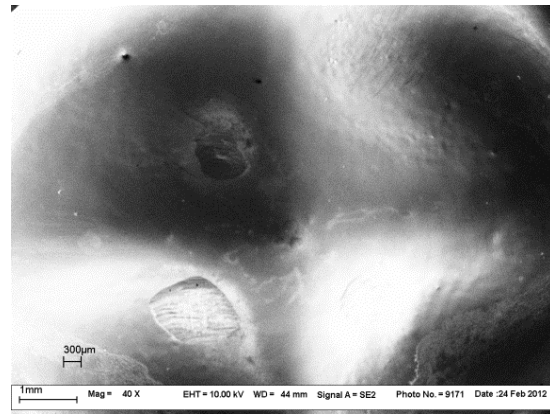


Abb. 112: vollanatomische Zirluna Zirkoniumdioxidkrone (1,0 mm) nach künstlicher Alterung (40 fache Vergrößerung)

Die Detailaufnahmen (200-fache und 1000-fache Vergrößerung) dieser Gruppen zeigten homogene und glatte Oberflächen. An den Abrasionsstellen konnte man ein gleichmäßiges Schliffbild mit kleineren Defekten oder Aussprengungen erkennen.

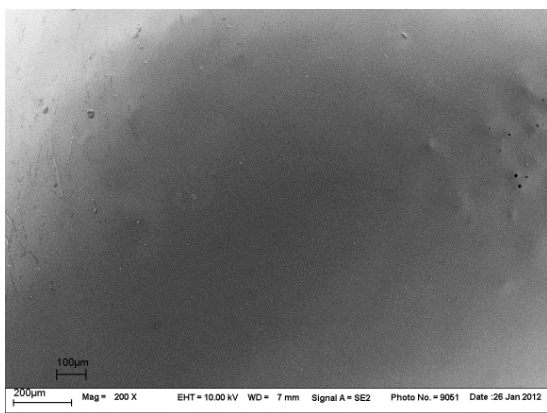


Abb. 113: vollanatomische Zirluna Zirkoniumdioxidkrone (1,0 mm) vor künstlicher Alterung (200 fache Vergrößerung)

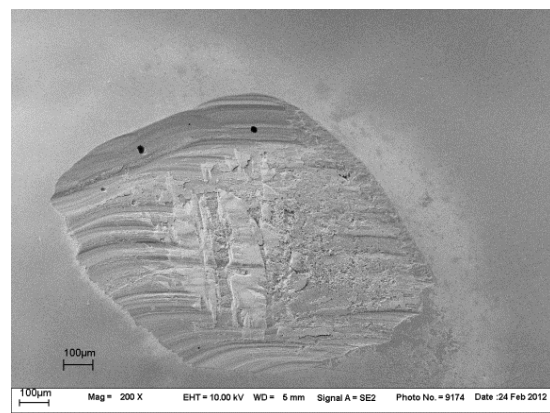
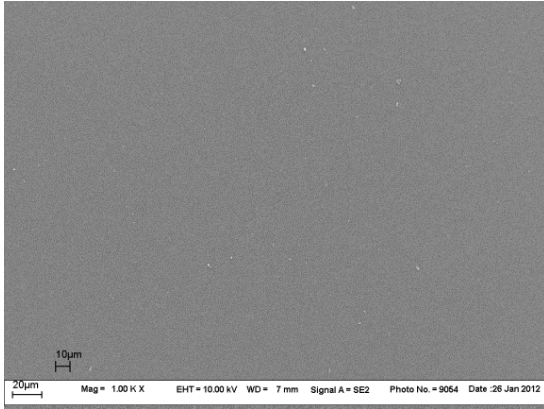
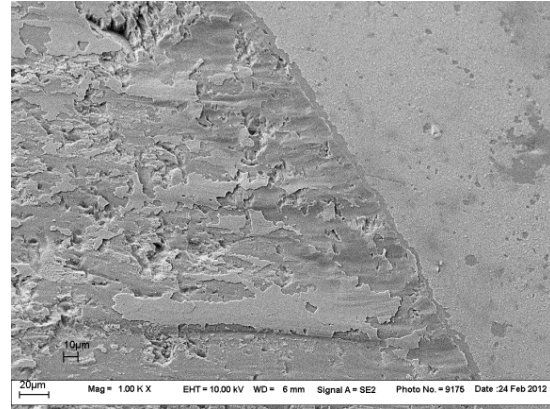


Abb. 114: vollanatomische Zirluna Zirkoniumdioxidkrone (1,0 mm) nach künstlicher Alterung (200 fache Vergrößerung)



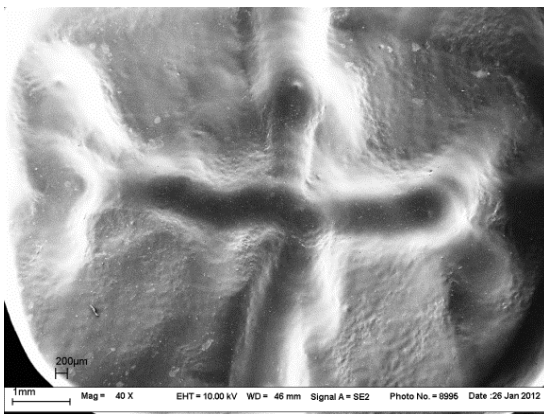
*Abb. 115: vollanatomische Zirluna
Zirkoniumdioxidkrone (1,0 mm)
vor künstlicher Alterung
(1000 fache Vergrößerung)*



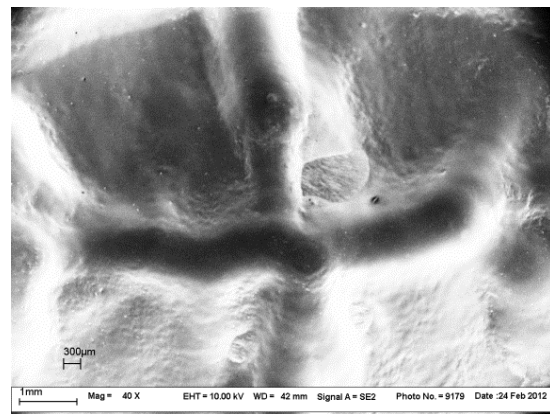
*Abb. 116: vollanatomische Zirluna
Zirkoniumdioxidkrone (1,0 mm)
nach künstlicher Alterung
(1000 fache Vergrößerung)*

4.5.3 Auswertung der Aufnahmen aus den Gruppen 4 und 5 der Sinterverbundkronen (0,8 mm und 1,3 mm) vor und nach künstlicher Alterung

In den Gruppen 4 und 5 der Sinterverbundkronen zeigten die Übersichtsaufnahmen (40-fache Vergrößerung) eine relativ homogen und glatt wirkende Oberfläche mit kleinen Unebenheiten und Bläschen. Die Abrasionsspuren sind auf den Aufnahmen nach Kausimulation deutlich sichtbar.

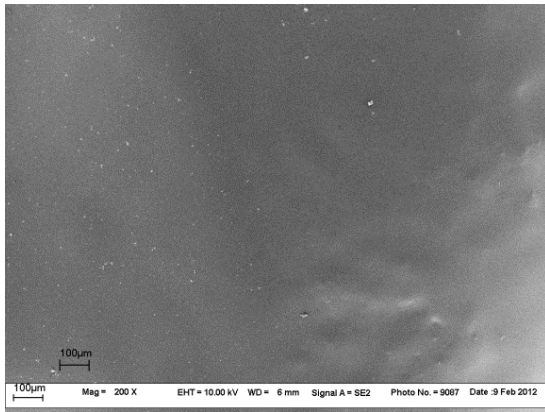


*Abb. 117: Sinterverbundkrone (1,3 mm)
vor künstlicher Alterung
(40 fache Vergrößerung)*

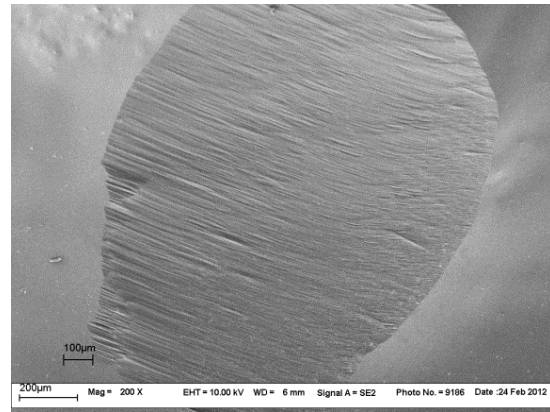


*Abb. 118: Sinterverbundkrone (1,3 mm)
nach künstlicher Alterung
(40 fache Vergrößerung)*

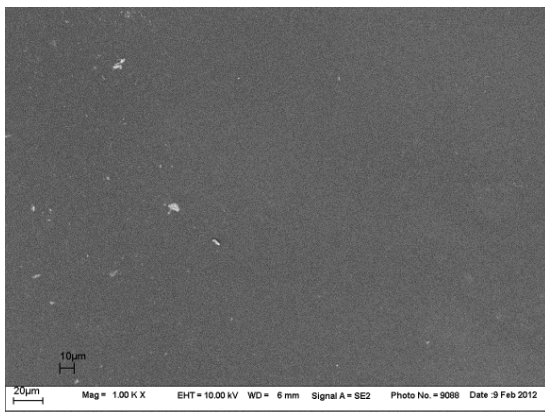
Die Detailaufnahmen (200-fache und 1000-fache Vergrößerung) dieser Gruppen zeigten eine relativ homogene Oberfläche mit nur sehr vereinzelt Unebenheiten. Die Abrasionsstellen zeigen ein sehr gleichmäßiges, wellenförmiges Schliffbild ohne Aussprengungen oder Krater. Die Schliffspurlinien sind ohne Unterbrechungen und Defekte ganz deutlich zu erkennen.



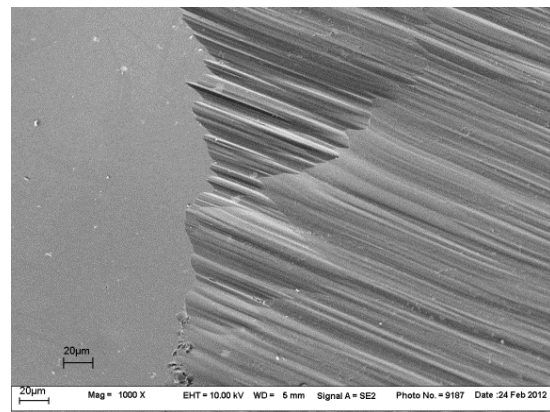
*Abb. 119: Sinterverbundkrone (1,3 mm)
vor künstlicher Alterung
(200 fache Vergrößerung)*



*Abb. 120: Sinterverbundkrone (1,3 mm)
nach künstlicher Alterung
(200 fache Vergrößerung)*



*Abb. 121: Sinterverbundkrone (1,3 mm)
vor künstlicher Alterung
(1000 fache Vergrößerung)*



*Abb. 122: Sinterverbundkrone (1,3 mm)
nach künstlicher Alterung
(1000 fache Vergrößerung)*

4.5.4 Vergleich der Rasterelektronenmikroskopaufnahmen zwischen den Gruppen

Die einzelnen Gruppen unterscheiden sich in ihrer Oberflächenbeschaffenheit. In der Tabelle 51 ist ein Überblick über die Oberflächenbeschaffenheiten der verschiedenen Gruppen zusammengefasst und in den Abb. 123 bis 131 sind die Aufnahmen der verschiedenen Gruppen im Vergleich nebeneinander dargestellt. Es wird deutlich, dass die handverblendeten Zirkoniumdioxidkronen die inhomogenste Oberfläche mit den meisten Einschlüssen und Bläschen besitzen. Zusätzlich zeigt sich bei dieser Gruppe das inhomogenste und das am stärksten zerklüftetste Schliffbild mit den größten Defekten an den Abrasionsstellen. Die Gruppen der Zirlunakronen und der Sinterverbundkronen unterscheiden sich nur sehr gering in ihrer Oberflächenbeschaffenheit. Beide haben eine homogen wirkende Oberfläche und ein homogen wirkendes Schliffbild an den Abrasionsstellen. Die Zirlunakronen zeigen auf ihrem Schliffbild

kleine Unebenheiten und kleine Aussprengungen, wohingegen die Sinterverbundkronen ein absolut homogenes, wellenförmiges Schliffbild ohne größere Defekte aufweisen.

	Oberflächenbeschaffenheit vor künstlicher Alterung	Oberflächenbeschaffenheit nach künstlicher Alterung
Handverblendet	Inhomogene, unebene Oberfläche viele Einschlüsse, Bläschen bzw. Defekte	Inhomogenes, stark zerklüftetes Schliffbild viele Aussprengungen, tiefe Krater
Zirluna 0,5 mm und 1,0 mm	Homogene, sehr glatte Oberfläche vereinzelt Einschlüsse, Bläschen bzw. Defekte	Homogenes Schliffbild mit kleinen Defekten
Sinterverbund 0,8 mm und 1,3 mm	Homogene, glatte Oberfläche vereinzelt Einschlüsse, Bläschen bzw. Defekte	Absolut homogenes, wellenförmiges Schliffbild ohne Defekte

Tab. 51: Überblick Oberflächenbeschaffenheiten (REM Aufnahmen)

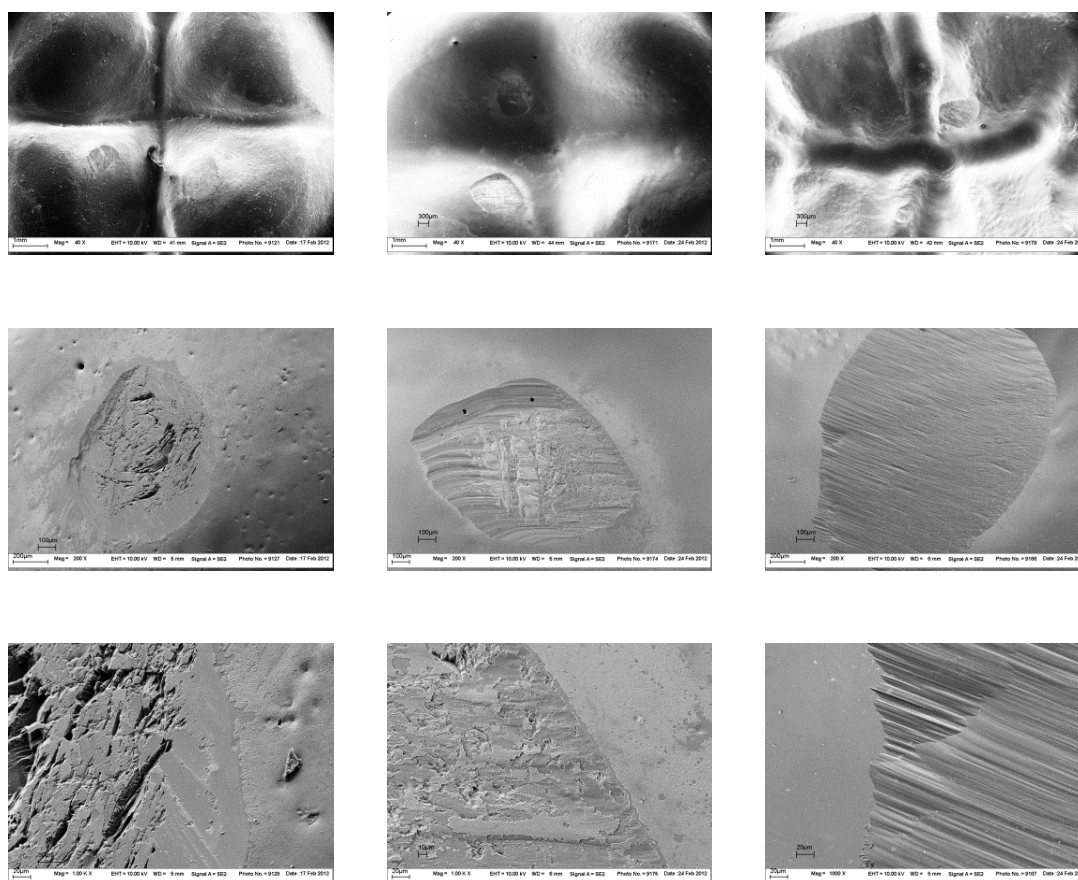


Abb. 123 bis 131: REM Aufnahmen im Vergleich (oben 40 fach, Mitte 200 fach, unten 1000 fache Vergrößerung), (links handverblendet, Mitte Zirluna, rechts Sinterverbund)

5.Diskussion

5.1 Hochleistungskeramiken (vollanatomische monolithische Restaurationen, Sinterverbundrestaurationen)

Mit Hilfe neuer Technologien und den Hochleistungskeramiken haben sich viele neue Möglichkeiten in der prothetischen Versorgung entwickelt. Durch die hohe Eigenfestigkeit der neuen Keramikwerkstoffe ist es möglich, Gerüste und komplette Restaurationen sehr grazil herzustellen.[25, 39, 43, 51, 62, 64, 104] Eine durch die hohe Eigenfestigkeit erreichte Reduktion der Schichtstärken von vollkeramischen Restaurationen geht Hand in Hand mit den heute als Standard geltenden minimalinvasiven Behandlungsmethoden, ohne dass dadurch ein Versagen der Restaurationen zu befürchten ist. Gleichzeitig bieten die neuen Keramiken mit verschiedensten Methoden hervorragende Eigenschaften im Hinblick auf Ästhetik [42, 72, 73] und Biokompatibilität.[42]

Eines der größten und wahrscheinlich das am meisten diskutierte Problem der vollkeramischen Restaurationen wird mit "Chipping" beschrieben. Für diese Problematik werden anhand der vollanatomischen, monolithischen Restaurationen und der Sinterverbundkronen sehr interessante Lösungsansätze untersucht und angeboten.[64] Der größte Vorteil dieser Systeme gegenüber den anderen vollkeramischen Systemen ist bezogen auf das "Chippingproblem" sicherlich in der einfachen und homogenen Herstellungsweise zu sehen. Diese Restaurationsarten werden komplett mittels CAD/CAM aus industriell gefertigten Keramikblöcken hergestellt und sind deshalb mit weniger Fehlerquellen behaftet als herkömmlich hergestellte Restaurationen. Die Herstellung der kompletten Restauration mittels industriellen Rohlingen ermöglicht eine kontrollierbare, vergleichbare und gleichbleibende Qualität. Zugleich können diese Systeme durch ihre relativ einfache Herstellung auch unter wirtschaftlichen Aspekten mit den herkömmlichen Systemen konkurrieren.[51, 61, 62, 64]

5.2 Material und Methode

5.2.1 Herstellung der vollkeramischen Kronen

In der vorliegenden Arbeit wurden die Transluzenz, die Abrasion und die Bruchlast an fünf verschiedenen Gruppen, welche jeweils aus 12 Proben bestanden, untersucht und verglichen. Die Gruppe 1 bestand aus 12 handverblendeten Zirkoniumdioxidkronen und diente als Kontrollgruppe zu den restlichen rein CAD/CAM gefertigten Gruppen. Als Gerüststruktur wurde

für diese Gruppe die Zirluna Zirkoniumdioxidkeramik mit einer Schichtstärke von 0,5 mm gewählt und im Amberger Central Fräs-Center (Ztm. Volker Scharl, ACF, Amberg) hergestellt. Anschließend wurden die Gerüste in der prothetischen Abteilung der LMU München unter Anwendung der herkömmlichen Schichttechnik mit einer Stärke von 0,8 mm verblendet. Es wurde auf eine homogene Schichtung, vergleichbares Design und eine möglichst gleichmäßige Schichtstärke innerhalb der Gruppe geachtet. Es ist jedoch anzuführen, dass es nicht möglich ist, komplett identische Kronen mittels der Schichttechnik herzustellen und daher kleine Abweichungen nicht zu vermeiden sind.

Die Gruppen 2 und 3 bestanden aus vollanatomisch monolithisch hergestellten Zirluna Zirkoniumdioxidkronen, welche ebenfalls im Amberger Central Fräs-Center hergestellt wurden. Nach der Herstellung wurden die Proben auf eventuelle Defekte und vergleichbare Schichtstärken kontrolliert. Dank der CAD/CAM Herstellung konnten alle Kronen aus einem Datensatz gefertigt werden. Somit erhielt man im Vergleich zu den handverblendeten Kronen absolut identische Proben innerhalb der Gruppen. Der Unterschied der Gruppen lag lediglich in der Schichtstärke. Die Proben aus der Gruppe 2 hatten eine Schichtstärke von 0,5 mm und die Proben aus Gruppe 3 eine Schichtstärke von 1,0 mm.

Die Gruppen 4 und 5 bestanden aus Sinterverbundkronen, welche in der prothetischen Abteilung der LMU München hergestellt wurden. Die Gerüste und Überwürfe wurden, wie unter Punkt 3.5 dargestellt, mit ihrem passenden Design und Schichtstärken konstruiert und hergestellt. Es wurden jeweils einzelne Exemplare der Versuchsgruppen fertiggestellt und auf ihre Schichtstärken kontrolliert. Nach erfolgreicher Kontrolle, wurden je Gruppe 12 identische Sinterverbundkronen angefertigt. Als Ausgangsdatsatz diente hierbei in jeder Gruppe nur ein Gerüst und Überwurfdesign. Diese wurden jeweils 12 mal für 12 identische Proben vervielfältigt. Als Schleifmaschine diente die inLab MC XL von Sirona. Alle anschließenden Sinter- und Sinterverbundbrände wurden nach Herstellerangaben ausgeführt. Im Sinterverbundvorgang wurde darauf geachtet, dass weder zu viel, noch zu wenig Konnektormasse verwendet wurde, um keinen Über- oder Unterschuss zu erzeugen. Die manuell durchgeführten Schritte besitzen sicherlich eine gewisse Fehlerquelle, die im Vergleich zum manuell geschichteten Vorgang jedoch sehr gering ausfällt.

Bei allen Gruppen wurde auf eine relativ gleichmäßige Schichtstärke geachtet. Vor allem zirkulär wurden die Schichtstärkenangaben sehr präzise eingehalten. Aufgrund des anatomischen Designs einer Zahnkrone, vor allem aber dem okklusalen Relief mit seinen Höckern und Fissuren geschuldet, war es nicht möglich und aus realistischer klinischer Sicht nicht angebracht, die Schichtstärken in diesen Bereichen absolut einzuhalten. Im Kauflächenbereich

wurde deshalb darauf geachtet, dass die Schichtstärken in den dünnsten Bereichen, den Fissuren, als Mindestschichtstärken eingehalten wurden. An den Höckerarealen hatte die Schichtstärke leichte Abweichungen in etwas höhere Bereiche, um eine anatomische und klinische Form zu ermöglichen. Um eine absolut gleichmäßige Schichtstärke der Keramiken zu erzielen, müsste man die Präparation komplett der Zahnform anpassen, was wiederum der klinischen Umsetzung und den vorgegebenen Keramikpräparationsregeln widersprechen würde. Deshalb wurde mit Hilfe eines sehr milden Zahndesigns, flachen Fissuren und Höckern, versucht, relativ gleichmäßige Schichtstärken auch in den Bereichen der Kaufläche zu erreichen. Durch die sehr gering gehaltene Abweichung von der Mindestschichtstärke, wurden innere Spannungen, welche wiederum zu einem frühzeitigen Versagen führen könnten, weitgehend ausgeschlossen.

Als Basis und Stumpfgrundlage diente ein nach vollkeramischen Regeln präparierter Frasaco-Kunststoffzahn. Dieser wurde mit einem Präparationswinkel von 4° , einem daraus resultierenden Konuswinkel von 8° und einer Hohlkehle präpariert. Alle Ecken und Kanten wurden abgerundet, um keine Spannungsspitzen in der Keramik zu erhalten. Dieser als Vorlage dienende Kunststoffstumpf wurde mittels CAD/CAM Verfahren vervielfältigt. Es resultierten 12 identische Stümpfe aus Titan, welche für die Versuche als Probenträger zur Verfügung standen. Die verwendeten Titanstümpfe wurden bereits in anderen Versuchsreihen benutzt, weshalb sie vor der erneuten Verwendung mit dem Sandstrahlgerät von möglichen Verunreinigungen gesäubert und anschließend auf eventuelle Defekte überprüft wurden. Um Defekte der Titanstümpfe während der Anfertigung der Keramikkrone zu vermeiden, wurden vorher angefertigte Gipsstumpfduplikate zur Herstellung der Krone verwendet. Anschließend wurden die Krone auf die Titanstümpfe umgesetzt und auf ihre exakte Passung kontrolliert. Die Passung war absolut zufriedenstellend.

Für einen annähernd gleichen Zementiervorgang und einen vergleichbaren Zementspalt sorgte eine geeignete Zementiervorrichtung. Durch diese Vorrichtung wurden alle Krone mit einer Kraft von 50 Newton über einen Zeitraum von 300 Sekunden belastet. Anschließend wurden die Überschüsse entfernt und der Befestigungskomposit von allen Seiten 40 Sekunden mit der Polymerisationslampe ausgehärtet. Es ist anzumerken, dass es sich bei der Stumpfvorlage um eine nach keramischen Präparationsregeln annähernd perfekte Präparationsgrundlage handelt, welche in einer klinischen Situation vielleicht nicht immer dementsprechend umsetzbar ist. Alle Fehlerquellen, die auf einem falschen Präparationsdesign beruhen, wurden in diesem Versuchsaufbau somit ausgeschlossen.

5.2.2 Transluzenzmessung

Die meisten bisher durchgeführten Studien zu Transluzenzmessungen beschäftigten sich mit scheibenförmigen, planen, glatt geschliffenen und polierten Prüfkörpern.[91, 92, 105, 106] Dies erweist sich als sinnvoll, da man somit gut vergleichbare Ergebnisse erzielt. Identische, glatte Prüfkörper können sicherlich eine Aussage zu dem materialabhängigen Transluzenzverhalten geben, spiegeln jedoch nicht die realistische klinische Situation wider. Diese wird zusätzlich von Faktoren wie der Oberflächenkrümmung und etwas unregelmäßigen Schichtstärken beeinflusst. Klinische Restaurationen bestehen nicht aus glatten symmetrischen Prüfkörpern, sondern vielmehr aus komplexen dreidimensionalen Gebilden, welche mit unterschiedlichen Reflexionen an verschiedenen Bereichen aufwarten. Demzufolge wurden im vorliegenden Versuch die Transluzenzmessungen an realistischen Restaurationen durchgeführt, um möglichst reale Werte zu erhalten.

Für eine vergleichbare und aussagekräftige Messung, wurden mit jeder Versuchsprobe jeweils acht Messungen in verschiedenen Positionen durchgeführt. Mit Hilfe dieser Messwerte konnte für jede Versuchsreihe ein aussagekräftiger Mittelwert gefunden werden. Für die Referenzwerte wurden Messungen mit völliger Lichtdurchlässigkeit und völliger Lichtauslöschung durchgeführt. Anhand dieser konnten die prozentualen Transluzenzwerte berechnet werden.

Neben dem Transluzenzverhalten des Restaurationsmaterials wirken sich, wie in der Literatur beschrieben und in vielen Studien untersucht, auch das unter der Restauration liegende Material, ob metallischer Stiftaufbau oder verfärbter Dentinstumpf, und der verwendete Zement bzw. Befestigungskomposit in gewisser Weise auf die Farbgebung bzw. die Transluzenz und die Ästhetik aus. Zusätzlich ist in die Materialwahl der zu imitierende Nachbarzahn einzubeziehen. Einige Zähne wirken sehr transluzent, wohingegen andere eher einen opaken Charakter besitzen.[90, 107]

Außerdem hängt es stark davon ab, um welche Restaurationsart es sich handelt. Bei Einzelkronen steht sicherlich die Ästhetik im Vordergrund, wohingegen bei größeren Brückenkonstruktionen vor allem die Stabilität einen entscheidenden Einfluss auf einen Langzeiterfolg hat.[89, 107] Aufgrund dieser verschiedenen Parameter und unterschiedlichster klinischer Ausgangssituationen, sind klinische Restaurationen, vor allem in der ästhetischen Zone, als sehr individuell zu betrachten und sollten bei der Material- und Farbauswahl der Restauration berücksichtigt werden.

5.2.3 Kausimulation und Abrasionsmessung

In-vitro-Untersuchungen mittels Kausimulatoren stellen eine sehr schwierige und diffizile Aufgabe dar. Wie in der Literatur und von *Heintze et al* vielfach beschrieben, ist der Kauakt als sehr komplexer Vorgang zu verstehen, bei welchem verschiedenste Einflüsse zu berücksichtigen sind.[86]

Für In-vitro-Versuche gibt es verschiedenste Kausimulatoren, welche versuchen, den Kauvorgang so realistisch wie möglich widerzugeben. Da unterschiedlichste Größen, wie z.B. Kaukraft, Kontaktzeit und Seitwärtsbewegungen eingestellt und gesteuert werden, unterschiedliche Methoden mit Zyklenanzahl und Zyklenfrequenz Berücksichtigung finden und gleichzeitig noch verschiedene Variablen wie Flüssigkeitszusammensetzung (Speichel), Temperaturwechsel, Antagonistenmaterial und vieles mehr beachtet werden müssen, gibt es große Unterschiede zwischen den einzelnen Simulatoren und Methoden.[86, 87, 108, 109] Dies macht es fast unmöglich, Ergebnisse aus verschiedenen Studien und unterschiedlichen Kausimulatoren zu vergleichen.[110] *Heintze et al* vergleicht verschiedene Kausimulatoren und Methoden (ACTA, Zurich, Alabama, MTS, OHSU, Willytec, Ivolcar) aus der Literatur und kommt zu dem Ergebnis, dass alle Kausimulatoren und Methoden sehr unterschiedliche Ergebnisse liefern.[86, 87, 109] Der sehr kostspielige MTS (Minnesota Methode) Kausimulator wird als die am besten geeignete Maschine für In-vitro-Untersuchungen gesehen. Der in diesem Versuch verwendete Willytec Kausimulator mit der "Ivoclar wear method" wird als sehr guter Kompromiss in Hinsicht auf Wirtschaftlichkeit beschrieben.[86]

Da der natürliche Kauakt einen sehr komplexen Vorgang darstellt, mussten für eine möglichst realistische Simulation viele Faktoren berücksichtigt werden.[86] Der Speichel und das von unterschiedlichen Proteinen gebildete, protektive Pellikel wird in den meisten und auch in der vorliegenden Kausimulation vernachlässigt. Laut *Hannig et al [111]* kann es bei Kausimulationen, die ohne Pellikel durchgeführt werden, zu etwas höherem Verschleiß kommen, als klinisch zu beobachten ist. Dies kann als positiver Puffer der vorliegenden Versuchsreihe angesehen werden.

Die Kronen wurden exakt im Kausimulator positioniert und anhand ihrer Flächen so ausgerichtet, dass alle Proben gleich ausgerichtet waren. Somit wurde sichergestellt, dass die Proben einer vergleichbaren Belastung ausgesetzt waren. Da nach *Heintze et al* die initiale Belastung der Lateralbewegung um drei bis viermal höher ist als die vertikale Belastung und somit durch die zusätzliche Lateralbewegung eine deutlich höhere Abrasion zu erwarten ist,

wurde mit Hilfe eines Motors zuerst eine vertikale und anschließend eine laterale Belastung simuliert.[86]

Innerhalb der Gruppen 2 bis 5 lagen dank des CAD/CAM Herstellungsprozesses nahezu identische Kronen vor und somit war es mit einer exakten Positionierung möglich, vergleichbare Belastungen und Lateralbahnen zu simulieren. Leichte Abweichungen aufgrund des unterschiedlichen Oberflächenreliefs gab es in der Gruppe der handverblendeten Kronen und zwischen den einzelnen Gruppen. Um realistische Werte zu erhalten, wurden die Parameter nach der "Ivoclar wear method" ausgewählt, die sich auf den physiologischen Kauakt beziehen.

Basierend auf vielen physiologischen Messungen werden von *Heintze et al* und verschiedenen Studien [86, 112] die vorliegenden Kräfte, Zeiten und Bewegungen des natürlichen Kauvorgangs definiert und beschrieben. Die physiologische Kaukraft wird im Molarenbereich zwischen 20 und 120 N angegeben [86, 112] und im vorliegenden Versuchsaufbau mit 50 N festgelegt. Um dem natürlichen Vorbild so nahe wie möglich zu kommen, wurde zusätzlich eine wechselhafte Temperaturbelastung von 5°C und 55°C simuliert. Desweiteren wurde darauf geachtet, die Verschleißpartikel mit dem auf die Kronen platzierten Wasserstrahl abzutransportieren, um keine verfälschten Werte durch die zurückbleibenden Abrasionspartikel zu erhalten.[86] Die Zyklenanzahl betrug 120.000 mit einer Frequenz von 1,6 Hz. Alle weiteren Einstellungen des Kausimulators sind der Tabelle 18 zu entnehmen. Durch den sehr realistischen Versuchsaufbau konnte der natürliche Kauvorgang annähernd imitiert werden.

Zwei Faktoren, die in diesem Versuch gegenüber dem natürlichen Vorbild vernachlässigt wurden, sind zum einen die Spülflüssigkeitszusammensetzung und zum anderen deren pH-Wert. In der Literatur ist mehrfach beschrieben, dass diese Größen einen Einfluss auf die Abrasion, vor allem von Kompositen und am natürlichen Antagonisten haben können.[86, 113, 114] Da hier jedoch kein natürlicher Antagonist und auch kein Komposit untersucht wurden, ist davon auszugehen, dass das verwendete destillierte Wasser keinen großen Einfluss auf die Ergebnisse hatte.

Die Abrasionsmessung wurde mithilfe des Laserscanners, Willytec Laserscan 3D Pro (Willytec, Gräfelfing), und dem Match 3D Programm, wie unter Punkt 3.8 und 3.13 beschrieben, durchgeführt. Wie in der Literatur beschrieben [88], eignen sich diese Vorrichtungen für die Bestimmung der exakten Höhenverluste, welche durch die Abrasion im Kausimulator verursacht wurden. Es wurde auf eine sehr exakte Positionierung der Proben im Laserscanner geachtet, damit es keine Probleme in der Erkennung und Überlagerung der Oberflächen gab. Eine potentielle Fehlerquelle lag in der Bepuderung der Proben. Diese war nötig, um die hochglänzende und reflektierende Oberfläche der Keramikronen und Antagonisten für den

Laserscan zugänglich zu machen. Es wurde sehr exakt auf eine gleichmäßige Beschichtung der Proben geachtet. Da diese jedoch manuell durchgeführt wurde, konnte es im Bereich der Puderstärke durchaus zu kleineren Abweichungen kommen. Alternativ bestände die Möglichkeit, die Kronen und Antagonisten mithilfe von Abformmaterialien und Gips zu dublieren. Diese Duplikate könnten aufgrund ihrer matten Oberfläche ohne Bepuderung gescannt werden. Es ist jedoch auch bei diesem Vorgehen aufgrund der Eigenschaften des Abformmaterials und des Gipses eine gewisse Fehlerquelle zu erwarten. Durch die Anzahl der Proben und der exakten Durchführung der Bepuderung ist die mögliche Abweichung jedoch als so gering einzuschätzen, dass sie sich nicht wesentlich auf die Ergebnisse auswirkt.

5.2.4 Bruchlastversuch

Bruchlasttests sind ebenso wie die Kausimulation als sehr komplexer Versuchsaufbau anzusehen. Es gilt, verschiedenste Faktoren zu berücksichtigen, um klinisch relevante Aussagen treffen zu können. Im vorliegenden Versuchsaufbau wurden die Bruchtests im Anschluss an die künstliche Alterung im Kausimulator durchgeführt und geben so einen Aufschluss über bereits durch den Kauakt belastete Kronen. Da es bereits in der Kausimulation zu Beschädigungen der Kronen kommen konnte, wurden alle Kronen vor dem Bruchlastversuch mit Hilfe eines Lichtmikroskops und eines Rasterelektronenmikroskops auf eventuelle Schäden überprüft. Außer den Verschleißspuren an den Abrasionsstellen, wurden keine weiteren Beschädigungen festgestellt.

Wie in der Literatur mehrfach beschrieben, haben die Kaubelastung, die Zusammensetzung der Spülflüssigkeit (pH Wert) und die Lagerung der Kronen im feuchten oder trockenen Milieu einen gewissen Einfluss auf den Befestigungszement, die Keramik und somit auf die Eigenfestigkeit.[115, 116] Der physiologisch wechselnde pH-Wert in der Mundhöhle und die physiologische Zusammensetzung des Speichels wurden in dem vorliegenden Versuch nicht berücksichtigt. Es ist jedoch nicht davon auszugehen, dass diese Parameter die Ergebnisse nachhaltig beeinflussen.

Die Proben wurden in der Universalprüfmaschine Zwick 1445 in einem dafür vorgesehenen Sockel in exakter Ausrichtung zu ihrem Prüfstempel montiert. Um eine optimale und gleichmäßige Krafteinleitung zu erreichen, wurden die Kronen leicht gelockert in der Halterung positioniert. Somit konnte sich der Prüfstempel durch leichtes Absenken in der Fossa der Okklusalfäche selbst zentrieren. Anschließend wurde die Halterung der Probe festgezogen. Damit es zu keinen initialen Spannungsspitzen kam, wurde zusätzlich eine 1 mm dünne Tief-

ziehfolie zwischen den Prüfstempel und die Probe eingebracht. Anschließend wurde ein Belastungsprogramm gestartet, welches den Druck auf die Proben durch ein langsames Absenken des Prüfstempels bis zu deren Versagen erhöhte. Durch das Versagen der Proben kam es zu einem automatischen Abbruch des Programms. Zusätzlich wurden die Proben während des Programms auf akustische Knackgeräusche und visuell auf kleine Risse und Frakturen überwacht und gegebenenfalls wurde das Programm manuell abgebrochen. Somit wurde sichergestellt, dass das Versagen der Proben rechtzeitig erkannt wurde und es zu keinen falschen Werten kam.

Ein Unterschied des Versuchsaufbaus zur physiologischen Belastung liegt in der starren Verankerung der Proben und des Prüfstempels. Im Alveolarfach sind sowohl der Zahn mit der Restauration als auch dessen Antagonist beweglich im Alveolarknochen verankert und somit in der Lage, verschiedene Spannungsspitzen etwas abzupuffern.[117] Die starre Verankerung im vorliegenden Versuchsaufbau ergibt damit einen positiven Puffer gegenüber der klinischen Situation. Des Weiteren ist zu berücksichtigen, dass das Probestumpfmateriale aus Metall gewählt wurde und somit nicht den natürlichen Eigenschaften des Dentins oder Schmelzes entspricht.[97] Somit wurden etwas höhere Werte erzielt als in der Realität zu erwarten sind.

Die sehr hohen Messwerte sind zum Großteil jedoch darauf zurückzuführen, dass die Proben nur mit einer axialen Belastung in Richtung der Zahnachse belastet wurden. Damit kam es hauptsächlich zu Druckspannungen, welche von keramischen Werkstoffen wesentlich sehr gut akzeptiert werden. Scherkräfte oder Zugspannungen, welche deutlich niedrigere Werte zur Folge hätten, wurden zum Großteil vermieden.

Zusätzlich zu den hier bereits angesprochenen Faktoren, wird in der Literatur über weitere Faktoren diskutiert, welche sich positiv oder negativ auf die Eigenfestigkeit von Keramiken auswirken. Unter anderem wird aufgezeigt, dass sowohl die Präparation, der verwendete Befestigungszement, die Herstellungsmethode als auch die Anzahl der durchgeführten Brände und die Oberflächenbearbeitung einen Einfluss auf die Festigkeit haben.[118-122] Aufgrund der vielen Faktoren, die alle einen Einfluss auf die Festigkeit ausüben, ist es schwierig, die Werte verschiedener Studien miteinander zu vergleichen.

5.3 Ergebnisse

5.3.1 Vergleich der Transluzenzwerte

In der vorliegenden Studie wurden verschiedene Keramiksysteme mit unterschiedlichen Schichtstärken auf ihr Transluzenzverhalten geprüft. Wie durch mehrere Studien belegt, hat

die Oberflächenbeschaffenheit von keramischen Prüfkörpern einen entscheidenden Einfluss auf das Transluzenzverhalten.[123] Um innerhalb dieser Studie vergleichbare Werte der unterschiedlichen Gruppen zu erhalten, wurde deshalb mit jeder Gruppe ein abschließender Glanzbrand durchgeführt. Somit erhielt man auf das Transluzenzverhalten bezogen gleichwertige und vergleichbare Oberflächen in allen Gruppen.

Desweiteren ist bekannt, dass der Übergang zwischen verschiedenen Medien wie Verblendkeramik und Gerüstkeramik und die Herstellungsweise der Verblendung, sich in der Transluzenz niederschlägt.[124] Diese Beeinflussung der Transluzenz an unterschiedlichen Medien war im Gegensatz zu den restlichen Gruppen in den Gruppen 2 und 3 durch ihre monolithische Herstellungsweise nicht vorhanden.

Wie in der Literatur mehrfach beschrieben, haben viele verschiedene Faktoren wie die Schichtstärken [95], die Schichtungsarten, die Materialeigenschaften, die kristalline Struktur des Materials, die Anzahl der Brände [93, 94] und der Übergang zwischen dem Gerüst und dem Verblendmaterial einen entscheidenden Einfluss auf die Transluzenzwerte.[124] In den meisten Studien werden andere Keramiken oder scheibenförmige, glatt polierte Keramikplättchen mit einer gewissen Schichtstärke verwendet. Deswegen ist die Transluzenzmessung, welche in dieser Arbeit durchgeführt wurde, nur begrenzt mit anderen Studien vergleichbar.

Übereinstimmung mit der Literatur finden die in diesem Versuchsaufbau erzielten Ergebnisse dahingehend, dass die Transluzenz mit zunehmender Schichtstärke abnimmt und die sehr stabilen Hochleistungskeramiken wie Zirkondioxid eine größere Opazität besitzen als hoch ästhetische Glaskeramiken oder auch Lithiumdisilikatkeramiken.[91, 92, 105, 124-126]

Innerhalb dieser Studie sind die Transluzenzwerte jedoch gut vergleichbar und zeigten hoch signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Materialien und den unterschiedlichen Schichtstärken. Den Ergebnissen ist zu entnehmen, dass die Sinterverbundkrone (0,8 mm) mit 29,1 % die höchste Transluzenz aufweist. Die zweithöchste Transluzenz mit 25,6 % besitzt die Zirlunakrone (0,5 mm). Damit hat die Sinterverbundkrone trotz höherer Gesamtschichtstärke eine höhere Transluzenz. Gleiches ist auch bei der Sinterverbundkrone (1,3 mm) mit einer Transluzenz von 18,2 % und der Zirlunakrone (1,0 mm) mit einer Transluzenz von 14,6 % zu beobachten.

Zwischen den gleichartigen Gruppen mit unterschiedlichen Schichtstärken ist deutlich zu erkennen, dass mit zunehmender Schichtstärke die Transluzenz abnimmt. Die Zirlunakrone (0,5 mm) hat eine Transluzenz von 25,6 % und die Zirlunakrone (1,0 mm) mit der doppelten Schichtstärke besitzt nur noch eine Transluzenz von 14,6 %. Auch bei den Sinterverbundkronen hat die dünnere Sinterverbundkrone (0,8 mm) mit 29,1 % eine höhere Transluzenz als die

etwas dickere Sinterverbundkrone (1,3 mm) mit einer Transluzenz von 18,2 %. Die Gruppe der handverblendeten Kronen (1,3 mm) reiht sich mit 15,9 % zwischen den Zirlunakronen (1,0 mm) und den Sinterverbundkronen (1,3 mm) ein.

Die Sinterverbundkronen überzeugten durch ihre hervorragende Ästhetik, welche mit der von manuell verblendeten Zirkoniumdioxidkronen vergleichbar ist. Im ästhetischen Vergleich mit den vollanatomischen monolithischen Zirkoniumdioxidkronen stellten sich die Sinterverbundkronen als deutlich überlegen dar.

Zusätzlich sollte man in der klinischen Situation die Farbe des Stumpfes und die Eigenschaften des Befestigungsmaterials mit einbeziehen, da diese sich entscheidend auf die Transluzenz einer eingesetzten Restauration auswirken können.[89, 96] Je nach Situation muss der Zahnarzt zusammen mit dem Techniker das geeignete Material auswählen. Die vollanatomischen, monolithischen Zirkoniumdioxidrestaurationen eignen sich durch ihre hohe Stabilität vor allem für den Seitenzahnbereich, da es dort vermehrt zu größeren Kaukräften kommt und die Ästhetik nicht absolut im Vordergrund steht.[105] Für Frontzahnrestaurationen, vor allem bei Einzelzähnen, ist in den meisten Fällen sicherlich eine Glaskeramik zu bevorzugen, welche durch hervorragende ästhetische Eigenschaften besticht, jedoch Nachteile in der Stabilität besitzt und meist nicht ohne eine adhäsive Befestigung auskommt. Für Einzelkronen und Brückenkonstruktionen im Frontbereich und im Seitenzahnbereich, bei denen neben der Ästhetik vor allem die Stabilität für einen Langzeiterfolg wichtig ist, eignen sich Zirkoniumdioxidverblendkonstruktionen oder Sinterverbundkonstruktionen. Beide haben eine gute Ästhetik und eine hervorragende Stabilität. Im Praxisalltag gilt es nun abzuwägen, was für die jeweilige individuelle Ausgangssituation am besten geeignet ist.

5.3.2 Vergleich der Abrasionswerte

Im Anschluss an die künstliche Alterung im Kausimulator wurden alle Kronen der verschiedenen Gruppen untersucht. Außer dem Abrasionsverschleiss wurden keine weiteren Defekte in Sinne von Mikrorissen, Frakturen oder Abplatzungen ("Chipping") festgestellt. Alle Proben konnten in die Abrasionsmessung mit einbezogen werden. Aufgrund vereinzelter Ausreißer wurde im Ergebnisteil ein Mittelwert mit und ohne Beachtung der Ausreißer aufgeführt. Da sich die Abrasionsmessung auf sehr kleine Werte im μm Bereich bezieht, ist sie durchaus anfällig für Fehlerquellen, wie der manuellen Bepuderung der Proben. Aus diesem Grund ist es sinnvoll, die Ausreißer nicht in die Beurteilung der Abrasionswerte mit einzubeziehen, da diese das Ergebnis verfälschen würden.

Innerhalb der Gruppen 2-5, der CAD/CAM gefertigten Kronen, war das Oberflächenrelief dank der Herstellung aus einem Datensatz, als gleichwertig anzusehen. In der Gruppe 1 war es aufgrund der manuellen Verblendung nicht möglich, absolut identische Oberflächenreliefs zu erzeugen, wodurch es sicherlich zu kleinen Abweichungen im Abrasionsmuster kam. Es wurde in allen Gruppen auf ein relativ flaches und einfaches Höcker-Fissuren-Relief geachtet. Trotzdem gab es aufgrund der verschiedenen Schichtstärken und Herstellungsverfahren gewisse Unterschiede zwischen den Gruppen. Um eine vergleichbare Oberflächenstruktur zu erhalten, wurde an allen Proben in der Herstellung abschließend ein Glasurbrand durchgeführt. In der Kausimulation musste diese sehr dünne Glasurschicht zuerst von den jeweiligen Antagonisten abradiert werden, bevor diese auf die eigentliche Keramik treffen konnten.

Betrachtet man die Ergebnisse, ist festzustellen, dass es nur vereinzelt hoch signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Gruppen gab. Die Gruppe der handverblendeten Kronen lag mit ihrem Abrasionsmittelwert genau in der Mitte der fünf Gruppen, jedoch deutlich näher im Bereich der Sinterverbundkronen, zu denen kein signifikanter Unterschied festgestellt wurde. Im Vergleich zu den Gruppen der vollanatomischen Zirlunakronen bestand ein deutlich höherer Abrasionswert, welcher sich auch in der Statistik widerspiegelt. Dass die Gruppe der handverblendeten Kronen die höchste Standardabweichung besitzt, lässt sich darauf zurückführen, dass sie die einzige Gruppe mit einer manuellen Verblendung und somit leicht abweichendem Oberflächendesign darstellt. Dadurch konnte der Antagonist nicht absolut gleich ausgerichtet werden und es kam zu leicht abweichenden Abrasionsmustern.

Die Gruppen der Sinterverbundkronen hatten die höchsten Abrasionswerte, welche jedoch annähernd im Bereich der handverblendeten Gruppe lagen. Zu den Gruppen der Zirlunakronen bestanden große Unterschiede. Zugleich hatten diese Gruppen die meisten Ausreißerwerte, was darauf zurückzuführen ist, dass sie das markanteste Oberflächenrelief der Gruppen besaßen und es somit schwierig war, die Antagonisten identisch auf den Oberflächen zu positionieren. Dadurch kam es in Einzelfällen zu stärkeren Abweichungen des Abrasionsmusters.

Die Gruppen der vollanatomischen Zirlunakronen bestanden aus einer sehr harten, hochfesten Zirkoniumdioxidkeramik und hatten wie erwartet, mit deutlichem Abstand zu allen anderen Gruppen, die geringsten Abrasionswerte. Inwieweit sich die Abrasionswerte rein auf die Glasurschicht beziehen, ist nicht gesichert festzustellen, da die manuell aufgetragene Glasurschichtstärke leicht differiert und nicht exakt bestimmt werden konnte. Es ist davon auszugehen, dass sich die geringe Abrasion der vollanatomischen Zirlunakronen fast ausschließlich im Bereich der Glasurschicht befindet.

Um besser vergleichbare Werte in den einzelnen Gruppen zu erzielen, müsste man flache Prüfproben im Kausimulator verwenden. Damit wäre sichergestellt, dass es zu keinem abweichendem Abrasionsmuster kommen kann. Dies könnte in einer In-vitro-Untersuchung berücksichtigt werden, hätte aber mit der klinischen Realität wenig gemeinsam.

Die Abrasionsergebnisse der Antagonisten zeigten keine großen Abweichungen zwischen den Gruppen. Es ist jedoch festzustellen, dass erneut die Antagonisten der vollanatomischen Zir-luna Gruppen die geringste Abrasion aufwiesen. Die geringe Abweichung zwischen den Gruppen ist dadurch zu erklären, dass alle Kronen mit der gleichen Glasurschicht nachbehandelt wurden, welche einen relativ identischen Abtrag an den Antagonisten erzeugte. Erst nach dem Abtrag dieser Schicht wurde an den Antagonisten ein unterschiedlicher Abtrag durch die unterschiedlichen Keramiken erzeugt.

Ein Vergleich mit Werten aus anderen Studien und der Literatur ist nicht ganz einfach, da es sehr viele unterschiedliche Keramiken und viele verschiedene Versuchsaufbauten mit unterschiedlichen Faktoren gibt. Identisch mit dieser Arbeit sind jedoch die grundlegenden Ergebnisse, dass monolithische Zirkoniumdioxidkronen im Vergleich mit Glaskeramik oder Lithiumdisilikatkeramik verblendeten Restaurationen eine deutlich geringere Abrasion an sich selbst und den Antagonisten aufweisen.[82, 83, 127-129] Die bisherigen Bedenken, die vollanatomische Zirkoniumdioxidkronen aufgrund ihrer potenziellen Abrasivität auf die Antagonisten auslösten, können in dieser Studie nicht bestätigt werden. Durch ihre harte und glatte Oberfläche sind Vollzirkoniumdioxidkronen weniger verschleißanfällig und erzeugen durch die glatte Oberfläche auch weniger Verschleiß am Antagonisten. Zu beachten ist jedoch eine Studie [83] in der angegeben wird, dass sich das sehr harte Zirkoniumdioxidmaterial negativ auf die Frakturanfälligkeit des natürlichen Antagonisten auswirkt. Dies konnte in dieser Arbeit mangels natürlicher Antagonisten nicht untersucht werden, ist aber vor allem bei der Behandlung von Bruxern zu berücksichtigen

5.3.3 Vergleich der Bruchlastwerte

Es ist unmöglich, alle klinisch wichtigen Einflüsse in einem Bruchlasttest zu simulieren. Die anatomischen Gegebenheiten, die Präparation, die Befestigungsart, die Einwirkung des Mundspeichels, der Durchmesser des Belastungsstempels, der Belastungswinkel und die thermische Belastung sind nur ein Auszug aus vielen verschiedenen Faktoren, die unter klinischen Bedingungen einen Einfluss auf die Festigkeit einer Restauration ausüben. Zu den schwierigen Voraussetzungen kommt, dass es kein einheitliches Verfahren zu Bruchlasttests

gibt. Verschiedene Zahnersatzarten werden mit unterschiedlichsten Belastungsarten geprüft und zusätzlich müssten diverse oben genannte und von *J. Robert Kelly* untersuchte Faktoren[97] berücksichtigt werden, um einen klinisch relevanten Bruchlasttest durchzuführen. Dies schränkt eine Vergleichbarkeit der Bruchlastmessungen unterschiedlicher Studien deutlich ein.[12] Deshalb sind die in vorliegender Arbeit erlangten Bruchlastwerte nur untereinander und nicht mit anderen Studien vergleichbar.

Die physiologischen Kaukraftwerte werden in der Literatur sehr unterschiedlich diskutiert.[130-132] Man geht davon aus, dass es abhängig von der Lokalisation zu unterschiedlichen Maximalkräften kommen kann. Diese maximalen Kaukräfte bewegen sich im Seitenzahnbereich laut zahlreicher Studien zwischen 200 und 900 N [133-135]. Körber und Ludwig [136] definieren die maximale Kaukraft mit 300 N und fordern einen Sicherheitsabstand für Restaurationen von 200 N, was einen geforderten Mindestwert von 500 N ergibt. Schwickerath [137] fordert ebenfalls einen Sicherheitsabstand und gibt einen Wert von mindestens 600 N an. Laut *Tinschert et al* ist dies immer noch zu gering, da der Effekt des unterkritischen Risswachstums die Dauerfestigkeit der Restaurationen herabsetzen kann. Deshalb fordert *Tinschert et al* eine Anfangsfestigkeit der Restauration von mindestens 1000 N.[12]

In vorliegender Untersuchung erreichten alle Versuchsreihen inklusive der Kontrollgruppe deutlich die geforderten Mindestwerte und zeigten untereinander hoch signifikante Unterschiede. Den höchsten Bruchlastmittelwert mit 7370,9 N erreichten die vollanatomischen Zirlunakronen mit der Schichtstärke 1,0 mm. Sie lagen damit um ca. 35 % über dem Bruchlastwert der handverblendeten Kontrollgruppe 1, die einen Wert von 4784,7 N mit einer Gesamtschichtstärke von 1,3 mm erreichte. Der große Unterschied in der Festigkeit zwischen diesen Gruppen, ist zum einen auf die wenig fehlerbehaftete, sehr homogene CAD/CAM Herstellung der Zirlunakronen und zum anderen auf die unterschiedliche Schichtstärke der Zirkoniumdioxidkeramik zurückzuführen. Im Vergleich zu den Zirlunakronen 1,0 mm wurden die handverblendeten Kronen mit einem Zirkoniumdioxidgerüst von lediglich 0,5 mm hergestellt. Desweiteren waren bei den Bruchtests der vollanatomischen Zirlunakronen keinerlei Abplatzungen festzustellen. Die Frakturen stellten immer ein komplettes Versagen der Restauration dar. In der handverblendeten Kontrollgruppe, kam es vermehrt zu kleinen Abplatzungen in der Verblendkeramik oder zur Abplatzung der Verblendkeramik von ihrem Zirkoniumdioxidgerüst. Die vollanatomischen Zirlunakronen mit der Schichtstärke 0,5 mm hatten einen Bruchlastmittelwert von 4479,9 N und lagen damit sehr nahe an den Werten der handverblendeten Kontrollgruppe. Betrachtet man die Schichtstärken der beiden Gruppen, stellt man fest, dass beide ein Zirkoniumdioxidgerüst der Stärke 0,5 mm besaßen. Die Kont-

rollgruppe hatte zusätzlich noch eine Verblendung mit einer Schichtstärke von 0,8 mm. Die annähernd identischen Bruchlastwerte zeigen, dass die Verblendung nur sehr unwesentlich zur Steigerung der Festigkeit beiträgt. Vielmehr ist festzuhalten, dass es in sieben Fällen zu kleinen Abplatzungen innerhalb der Verblendung, dem sogenannten "Chipping" kam, welches bereits ein teilweises Versagen der Restauration darstellt. Diese Abplatzungen der Verblendkeramik sind teilweise auf verarbeitungstechnische Fehlerquellen und mögliche Verunreinigungen im Herstellungsvorgang zurückzuführen, da die manuelle Schichtung viel schwieriger und fehleranfälliger ist als die kontrollierte CAD/CAM Herstellung.

Der Bruchlastmittelwert der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 1,3 mm lag bei 5671,7 N. Diese Gruppe erreichte einen deutlich höheren Bruchlastwert mit den gleichen Gerüst und Verblendschichtstärken wie die handverblendete Kontrollgruppe. Dies ist zum einen auf die relativ fehlerfreie und homogene Herstellungsweise durch CAD/CAM zurückzuführen und zum anderen kam es durch den Sinterverbundbrand und der Lithiumdisilikatverblendkeramik zu einer deutlichen Festigkeitssteigerung. Der zu Beginn als kritisch betrachtete Sinterverbund zwischen Gerüst und Verblendkeramik, zeigte sich als äußerst zuverlässig und robust. Es wurde an keiner einzigen Probe eine Abplatzung an der Sinterverbundzone festgestellt und das Versagen wurde immer durch einen kompletten Bruch der Verblendungsstruktur und der Gerüststruktur ausgelöst. Dies weist auf einen hervorragenden Verbund zwischen Gerüst und Verblendung hin. Auch an der Verblendung wurden keine vorzeitigen Abplatzungen im Sinne eines "Chippings" festgestellt. Dies zeigt wiederum, dass die durch CAD/CAM hergestellte Verblendung ein deutlich geringeres "Chipping" Risiko aufweist.

Die Gruppe der Sinterverbundkronen mit der Schichtstärke 0,8 mm erreichte mit 4446,3 N den geringsten Bruchlastmittelwert. Dieser Wert liegt jedoch sehr nahe an den Werten der Zirlunakronen 0,5 mm und der handverblendeten Kronen. Die Sinterverbundkronen mit 0,2 mm reduzierter Gerüstschichtstärke und 0,3 mm reduzierter Verblendschichtstärke erreichen damit einen außerordentlich hohen Festigkeitswert. Dies lässt sich durch einen hervorragenden Verbund und eine sehr homogene Herstellungsweise durch die CAD/CAM Anfertigung erklären. Die Bruchlasttests zeigten auch bei dieser Versuchsgruppe weder interne Abplatzungen der Verblendkeramik noch Abplatzungen der Verblendung von ihrem Gerüst. Es kam ausschließlich zu kompletten Brüchen und totalem Versagen der Restaurationen.

Die sehr hohen Bruchlastwerte sind sicherlich auf den Versuchsaufbau und das Probendesign zurückzuführen, welche nur annähernd der klinischen Realität entsprachen. Es ist jedoch davon auszugehen, dass mit diesen Materialien auch im klinischen Einsatz sehr gute Ergebnisse erzielt werden können.

Da es sich in diesem Versuchsaufbau um In-vitro-Untersuchungen handelt, welche sich nur annähernd an die klinische Situation anpassen lassen, gilt es weitere klinische Studien abzuwarten, welche die hervorragenden Werte bestätigen. Erst dann kann eine klare Empfehlung ausgesprochen werden.

5.4 Einfluss der Schichtstärken

In Zeiten der Minimalinvasivität und der neuen mit einer hohen Eigenfestigkeit ausgestatteten Hochleistungskeramiken, scheint es sinnvoll, in geeigneten Situationen die Schichtstärken zu reduzieren. Wie die Bruchlastergebnisse zeigen, ist es möglich, mit reduzierten Schichtstärken eine Bruchfestigkeit zu erzielen, welche mehr als ausreichend für eine Restauration im Seitenzahnbereich ist.[12] Im Vergleich zur Kontrollgruppe (1,3 mm) wurde die Schichtstärke der Zirlunakronen (0,5 mm) um 0,8 mm und die Schichtstärke der Sinterverbundkronen (0,8 mm) um 0,5 mm reduziert. Trotz der so deutlich verminderten Schichtstärken, erreichten diese Gruppen hervorragende Bruchlastwerte von über 4400 N. Betrachtet man die vom Hersteller geforderten Mindestschichtstärken für Sinterverbundkronen, ist festzustellen, dass diese ohne größere Festigkeitsverluste deutlich reduziert wurden. Die geforderte Mindestschichtstärke der Verblend- und Gerüststruktur wurde jeweils um 0,2 mm unterschritten.

Dies zeigt, dass sich durch neue Materialien und Techniken, welche sich durch einen sehr guten Verbund und eine homogene Herstellung auszeichnen, die Schichtstärken verringern lassen, ohne Festigkeitsverluste im Vergleich zu bisherigen Restaurationen zu erhalten. Somit ergeben sich Möglichkeiten, vor allem bei Platzmangel in posterioren Bereichen, sehr substanzschonend zu präparieren und nicht auf Kosten der Zahnhartsubstanz Platz für eine Restauration schaffen zu müssen. Zusätzlich würde sich eine substanzschonende Präparation sicherlich in der Reduktion der Schleiftraumen und der dadurch verursachten endodontologischen Behandlungen niederschlagen. Der mögliche Einsatz der schichtstärkenreduzierten, vollanatomischen Zirkoniumdioxidkronen und Sinterverbundkronen beschränkt sich jedoch fast ausschließlich auf den Seitenzahnbereich, da aufgrund der reduzierten Schichtstärken kein optimales ästhetisches Ergebnis im Frontzahnbereich möglich ist.

In der Gruppe der Sinterverbundkronen (0,8 mm) wurde die mit 0,5 mm allgemein empfohlene Schichtstärke eines Zirkoniumdioxidkeramikgerüsts um 0,2 mm unterschritten, ohne größere Einbußen in der Festigkeit zu verursachen.[138] Die Gerüststärke entsprach somit dem von Metallkeramikgerüsten, bei denen eine Mindestschichtstärke von 0,3 mm empfohlen wird. Mit der Zirkoniumdioxidgerüststärke von 0,3 mm war in diesem Versuch das Limit der

CAD/CAM Herstellungsmöglichkeit erreicht, da die inLab MC XL Maschine von Sirona keine dünneren Gerüste ohne Defekte herstellen konnte. Damit ergeben sich in der Gerüstmodifikation die gleichen Möglichkeiten, wie sie aus der Metallkeramik bekannt sind ohne einen erhöhten Substanzabtrag zu fordern.[64] Die ästhetischen Eigenschaften der Sinterverbundkronen, welche hauptsächlich durch die Verblendung erzeugt werden, könnten durch eine dickere Verblendung als die hier gegebenen 0,5 mm noch verbessert werden. Ob sich eine dickere Verblendschichtstärke noch zusätzlich auf die Stabilität auswirkt, oder sich das Chippingrisiko dadurch erhöht, bleibt weiteren Untersuchungen vorbehalten.

5.5 Problematik des "Chippings" und Lösungsansätze

Die Problematik des "Chippings" ist keine neue Erscheinung bei vollkeramischen Systemen. Wie Studien belegen ist dieses Problem bereits aus der Metallkeramik bekannt.[58] Bis vor kurzem wurden die Erfolgsraten vollkeramischer Systeme noch an den Gerüstfrakturen gemessen. Erst mit der hohen Eigenfestigkeit der Hochleistungskeramik hat sich die Problemstellung auf die Seite des "Chippings" verlagert. Viele Studien belegen, dass es sich beim Versagen von vollkeramischen Zirkoniumdioxidrestorationen meist um "Chipping" und nicht um ein Versagen des Gerüsts handelt.[40, 41, 65] Es wurden unter anderem von *P. Pospiech et al* [44] viele verschiedene Faktoren wie die Gerüstgestaltung, die Temperaturführung, die Präparation, die mechanische Bearbeitung, Vorkontakte und vieles mehr für das "Chipping" verantwortlich gemacht.[50, 57, 139] Ganz ersichtlich ist, dass vollkeramische Systeme dank ihrer Materialeigenschaften fehleranfälliger und damit dem "Chipping" zugänglicher sind als herkömmliche Metallkeramikrestorationen. Es ist ganz entscheidend, dass auf eine möglichst fehlerfreie Anwendung geachtet wird, um das "Chippingrisiko" für den Patienten so gering wie möglich zu halten.

Ein weiterer beachtenswerter Punkt im Zusammenhang mit "Chipping" entsteht durch die Betrachtung der zunehmenden implantologischen Versorgung. Laut Studien können aufgrund der fehlenden Sensorik und Mobilität an Implantaten größere Kaukräfte erzielt werden als an natürlichen Zähnen.[45] In diesem Zusammenhang ist festzustellen, dass vermehrtes "Chipping" an implantatgestützten Restaurationen auftritt.[140] In Studien wurde außerdem festgestellt, dass es an implantatgestützten Vollkeramikrestorationen häufiger zu "Chippingvorfällen" kommt als bei herkömmlichen Metallkeramikrestorationen.[140] Aus diesem Grund gilt es, einmal mehr Lösungsansätze für das "Chippingproblem" sowohl auf natürlichen Zähnen als auch an implantatgetragenen Restaurationen zu finden.

Zwei Lösungsansätze wurden in der vorliegenden Arbeit untersucht. Zum einen die vollanatomischen, monolithischen Zirkoniumdioxidkronen (Zirluna), welche den Ansatz "ohne Verblendung, kein Chipping" verfolgen und zum anderen die an der LMU entwickelten Sinterverbundkronen [51, 61], bei denen sowohl das Gerüst als auch die Verblendung mittels CAD/CAM hergestellt werden. Durch die CAD/CAM Herstellung der Verblendung, ist es möglich, viele Fehlerquellen auszuschließen und eine sehr homogene Verblendstruktur zu schaffen. Die vorliegenden Ergebnisse bestätigen den Versuch, das "Chipping" zu reduzieren. An den vollanatomischen, monolithischen Zirkoniumdioxidkronen (Zirluna) ist aufgrund der fehlenden Verblendung in der ganzen Versuchsreihe kein "Chipping" aufgetreten. In den Gruppen der Sinterverbundkronen ist ebenfalls kein einziges "Chipping" festgestellt worden. Im Vergleich dazu wurde im Bruchlastversuch der handverblendeten Kronen an sieben Proben ein vorzeitiges Abplatzen der Verblendkeramik festgestellt. Dies zeigt, dass die Sinterverbundkronen und die vollanatomischen monolithischen Zirkoniumdioxidkronen ein deutlich geringeres "Chippingrisiko" in der In-vitro-Untersuchung aufwiesen. Inwieweit diese Ergebnisse auch im klinischen Einsatz bestätigt werden können, gilt es abzuwarten.

5.6 Schlussfolgerung für die Praxis

In einer Zeit in der das ästhetische Bewusstsein und die Forderung der Patienten nach gut verträglichen Werkstoffen stetig zunimmt, steigt auch in der Zahnmedizin die Nachfrage nach hochästhetischen, biokompatiblen, vollkeramischen Restaurationen. Mit der Entwicklung neuer Werkstoffe und neuer Herstellungsmethoden, allen voran der CAD/CAM Fertigung, ist es dem Zahnarzt bereits möglich, mittels computergestützter Fertigungssysteme den Ansprüchen der Patienten gerecht zu werden. Durch die relativ einfache Fertigung ergeben sich nicht nur medizinisch sinnvolle, sondern auch ökonomisch attraktive Möglichkeiten, vollkeramische Restaurationen einzusetzen.

Bisher waren die Zweifel an vollkeramischem Zahnersatz meist der Stabilität geschuldet. Vollkeramische Restaurationen konnten lange nicht mit der Stabilität von metallkeramischen Restaurationen mithalten. Dank der neueren Werkstoffe wie Zirkoniumdioxid und weiterentwickelten Herstellungsverfahren, gehören diese Stabilitätsbedenken in den meisten Fällen jedoch der Vergangenheit an. Die von *Tinschert et al [12]* geforderte minimale Bruchfestigkeit, in welcher bereits ein Sicherheitsabstand und die Berücksichtigung des subkritischen Risswachstums enthalten sind, beträgt 1000 N. Dieser Wert wurde von allen Proben des vorliegenden Versuches nicht nur erreicht, sondern deutlich übertroffen. Somit sind alle Ver-

suchsgruppen aufgrund ihrer mechanischen Festigkeit für den Einsatz im Seitenzahnbereich geeignet. Die bemerkenswert hohen Bruchlastwerte der schichtstärkenreduzierten Versuchsreihen zeigen deutlich, dass diese Schichtstärken für eine langzeitstabile Restauration mehr als ausreichend sind. Dadurch wird ein sehr minimalinvasives Vorgehen ermöglicht, welches deutlich geringere posttraumatische endodontologische Problematiken erwarten lässt.

Die lange als Hauptproblematik angesehene Stabilität der vollkeramischen Restaurationen wird zunehmend von der "Chippingproblematik" abgelöst. "Chipping", welches vermehrt an vollkeramischen Restaurationen beobachtet wird, kann durch verschiedene Vorgehensweisen reduziert, jedoch nicht ausgeschlossen werden. In der vorliegenden Untersuchung wurden zwei Systeme untersucht, die das "Chippingrisiko" deutlich reduzieren sollen. Zum einen handelt es sich um vollanatomische Zirkoniumdioxidkronen, welche aus einem Monoblock hergestellt werden. Da es in diesem System keine Verblendung gibt, wurde auch im vorliegenden Versuch kein "Chipping" festgestellt. Als zweites System wurden Sinterverbundkronen untersucht. Bei diesem System wird sowohl das Gerüst als auch die Verblendung mittels CAD/CAM aus Keramikblöcken heraus gefräst. Anschließend werden beide Konstruktionen in einem Sinterverbundbrand zusammengefügt. Durch die Herstellungsweise erhält man eine sehr stabile und homogene Verblendstruktur. Auch im Zusammenhang mit den Sinterverbundkronen wurde im Versuchsablauf kein einziges "Chipping" festgestellt. Im Vergleich dazu wurde im Bruchlastversuch der manuell verblendeten Kronen an sieben Proben "Chipping" festgestellt. Dies zeigt, dass Monoblockrestaurationen oder Sinterverbundkronen das für den Zahnarzt und den Patienten so unangenehme Ereignis des "Chippings" deutlich reduzieren können. Auch die ästhetischen Anforderungen an Vollkeramikrestaurationen im Seitenzahnbereich konnten von allen Versuchsreihen erfüllt werden. Sehr bemerkenswert war die Ästhetik der Sinterverbundkronen, welche mit den handverblendeten Kronen vergleichbar ist. Damit ist abschließend festzuhalten, dass die untersuchten vollkeramischen Systeme aufgrund ihrer optischen und mechanischen Eigenschaften für den Einsatz in der Praxis als sehr geeignet erscheinen und durch weitere klinische Studien geprüft werden sollten.

6. Zusammenfassung

Auf Grund der aktuellen Problematik des "Chippings" und dem Wunsch nach ästhetischen und langzeitstabilen Vollkeramikrestorationen mit möglichst geringen Schichtstärken wurden in der vorliegenden In-vitro-Untersuchung fünf verschiedene Gruppen vollkeramischer Seitenzahnkronen auf ihre mechanische Festigkeit, ihr Abrasionsverhalten und ihre optischen Transluzenzeigenschaften getestet und miteinander verglichen. Zur Herstellung der insgesamt 60 Vollkeramikronen wurden drei verschiedene Systeme und unterschiedliche Schichtstärken verwendet.

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass die Sinterverbundkronen mit ihren optischen Eigenschaften an die der herkömmlich hergestellten Verblendkeramikronen heranreichen und in den mechanischen Eigenschaften wie auch der Stabilität, gerade im Hinblick auf das Problem des "Chippings" deutliche Vorteile vorzuweisen hatten. Die sehr guten Stabilitätseigenschaften erlauben es, ohne Risiko auf Versagen die Schichtstärken zu reduzieren und somit dem minimalinvasiven Vorgehen nachzukommen. Es sollte jedoch beachtet werden, dass die optischen Eigenschaften durch eine Verringerung der Schichtstärken etwas abnehmen.

Die vollanatomischen Zirkoniumdioxidkronen sind den Sinterverbundkronen und den herkömmlich hergestellten Kronen in ihren optischen Eigenschaften etwas unterlegen, erreichen aber durchaus akzeptable ästhetische Ergebnisse vor allem im Seitenzahnbereich. In Sachen Eigenfestigkeit und Stabilität, sind sie den anderen Systemen überlegen und können somit ohne Bedenken mit reduzierter Schichtstärke verwendet werden. Da es bei diesem System keine Verblendung gibt, ist auch hier kein "Chipping" zu erwarten.

Die Sinterverbundkronen und die vollanatomischen Zirkoniumdioxidkronen stellen aufgrund ihrer hohen Stabilität, ihrer hervorragenden ästhetischen Eigenschaften und ihres geringen "Chippingrisikos" eine sehr gute Alternative dar, um unter minimalinvasiven Gesichtspunkten den Patienten mit hochqualitativen und wirtschaftlichen Restaurationen zu versorgen. Durch die Möglichkeit der reduzierten Schichtstärken und den damit verbundenen sehr grazilen Restaurationen kann der Substanzabtrag am natürlichen Zahn, vor allem im ästhetisch nicht so anspruchsvollen Seitenzahnbereich, deutlich reduziert werden. Dadurch sind deutlich weniger postprothetische endodontische Problematiken zu erwarten. Die in dieser In-vitro-Studie gewonnenen Ergebnisse sollten in weiteren klinischen Studien geprüft werden, um eine abschließende Empfehlung aussprechen zu können.

7. Literaturverzeichnis

1. Jakstat H.A., H.I.C., Kroszewsky K., *Zahnärztliche Werkstoffkunde - ein Arbeitsbuch*. 2 ed2008: p.35-45.
2. Caesar H., E.S., *Die Nichtmetalle in der Zahntechnik - Grundwissen für Zahntechniker*. 5 ed2007: p.196-214.
3. Marxkors R., M.H., Geis-Gerstorfer J., *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. 6 ed2008: Deutscher Zahnärzte Verlag: p.165-183.
4. Kappert H.F., E.K., *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 2 Werkstoffe unter klinischen Aspekten*. 6 ed2008: Georg Thieme Verlag: p.269-308.
5. <http://www.projektvenus.eu/>.
6. Pröbster, P.D.m.d.L., *Die Entwicklung der vollkeramischen Restauration - ein historischer Abriss (I)*. Quintessenz 1997. 48(7): p. 939-947.
7. J.R.Kelly, I.N., S.D.Campbell, *Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives*. The Journal of prosthetic dentistry, 1996. 75(1): p. 18-32.
8. J.R.Strub, *Vollkeramische Systeme*. Dtsch Zahnärztl Z 1992. 47: p. 566-571.
9. McLean, J.W., *Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik Die Quintessenz*, 1978: p. 19-21.
10. Joachim Tinschert, G.N., Hubertus Spiekermann, *Aktuelle Standortbestimmung von Dentalkeramiken*. dental-praxis, 2001. 9: p. 293-307.
11. Mörmann, W.H., *The evolution of the Cerec System*. J Am Dent Assoc, 2006. 137: p. 7-13.
12. J.Tinschert, G.N., *Oxidkeramiken und CAD/CAM Technologien*2007: Deutscher Zahnärzte Verlag: p.5-41, 67-94
13. Heinrich Friedrich Kappert, M.K., *Keramiken-eine Übersicht*. Quintessenz Zahntech 2001. 6: p. 668-687.
14. M.Kern, R.L., S.Reich, J. Tinschert, P.Pospiech *Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und DGZPW zum Thema "Vollkeramische Resturationen"*. 2007.
15. Janda, R., *Silikatkeramiken Teil 1*. Quintessenz Zahntech, 2007. 33(4): p. 448-456.
16. Kern, M., *Vollkeramik auf einen Blick*. Quintessenz Zahntech, 2006. 32(5): p. 514-520.
17. R.Janda, Gläser, *Glaskeramiken und Keramiken Teil 1*. Quintessenz Zahntech, 2006. 32(11): p. 1264-1273.
18. R.Janda, Gläser, *Glaskeramiken und Keramiken Teil 2*. Quintessenz Zahntech, 2007. 33(2): p. 186-194.
19. Janda, R., *Silikatkeramiken Teil 2*. Quintessenz Zahntech, 2007. 33(6): p. 720-730.
20. S.Duarte, J.-H.P., M.Blatz,A.Sadan, *Eine Studie keramischer Oberflächen*. Quintessenz Zahntech, 2011. 37(1): p. 74-87.
21. *IPS emax Press Verarbeitungsanleitung, I.v. technical*, Editor 2009, Ivoclar Lichtenstein AG, Schaan/Lichtenstein. p. 1-63.
22. F.Beuer, J.S., *CAD in practice*. ZWL, 2009. 1: p. 38-42.
23. M.Gehrt, S.W., N.Rafai,S.Reich,D.Edelhoff, *Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service*. Clin Oral Invest, 2013. 17(1): p. 275-284.

24. P. Marquardt, J.R.S., *Survival rates of IPS empress 2 allceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. Quintessence Int.*, 2006. 37: p. 253-259.
25. B.Taskonak, A.S., *Two-year clinical evaluation of lithia-disilicate-based all-ceramic crowns and fixed partial dentures. Dent Mater*, 2006. 22: p. 1008-1013.
26. H.Brücke, *Zwei glaskeramiken auf dem neuesten Stand. Quintessenz Zahntech*, 2006. 32(11): p. 1316-1325.
27. *IPS emaxCAD Verarbeitungsanleitung*, 2009, Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein. p. 1-67.
28. *IPS emaxCeram Verarbeitungsanleitung*, 2009, Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein. p. 1-72.
29. H.F.Kappert, H.K., *In-Ceram auf dem Prüfstand. Quintessenz Zahntech*, 1990. 16(42): p. 980-1002.
30. K.H.Kunzelmann, M.K., P.Pospiech, A.Mehl, R.Frankenberger, B.Reiss, K.Wiedhahn, *Vollkeramik auf einen Blick*, ed. Auflage 2006: Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.: p.1-94.
31. D.E.Charisis, *Vollkeramische Versorgung. Quintessenz Zahntech*, 2005. 31(9): p. 942-952.
32. A.Baltzer, V.K.-J., *Die Belastbarkeiten von VITA In-Ceram. Quintessenz Zahntech*, 2003. 29(11): p. 1318-1342.
33. H.Claus, *Vita In-Ceram, ein neues Verfahren zur Herstellung von oxid-keramischen Kronen- und Brückengerüsten Quintessenz Zahntech*, 1990. 16(35): p. 35-46.
34. J.Manhart, *Vollkeramikrestaurationen in der restaurativen Zahnmedizin. wissen kompakt*, 2007. 4: p. 3-13.
35. M.Tholey, L.R., P.Rutten, *Sicher zur Ästhetik mit Gerüsten aus Zirkoniumdioxid. Quintessenz Zahntech*, 2011. 37(4): p. 460-469.
36. P.Pospiech, J.T., A.Raigrodski, *Keramik-Vollkeramik Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin*, 2004, 3M ESPE. p. 8-70.
37. Noort, R.v., *Introduction to Dental Materials. third ed 2007: Mosby Elsevier*: p.1-264
38. D.Edelhoff, J.F., M.Kern, B. Stawarczyk, J.Tinschert, W.Weber, *ZrO₂ - und die richtige Bezeichnung ist? Quintessenz Zahntech*, 2011. 37(2): p. 162-172.
39. F.Beuer, M.S., W.Gernet, D.Edelhoff, J.F. Güth, M.Naumann, *Prospective study of zirconia-based resorations: 3-year clinical results. Quintessence Int.*, 2010. 41(8): p. 631-637.
40. D.Edelhoff, F.B., V.Weber, C.Johnen, *HIP zirconia fixed partial dentures - Clinical results after 3 years of clinical service. Quintessence Int.*, 2008. 39(6): p. 459-471.
41. M.Rosentritt, M.B., C. Thaller, H. Rudolph, A. Feilzer, *Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns. Quintessence Int.*, 2009. 40(8): p. 655-662.
42. V.C.Bachhav, M.A.A., *Zirconia-based fixed partial dentures: A clinical review. Quintessence Int.*, 2011. 42(2): p. 173-182.
43. M.Rosentritt, M.B., C. Thaller, H. Rudolph, A. Feilzer, *Bruchfestigkeit von CAD/CAM-gefertigten Kronen mit Zirkoniumdioxid- oder Metallgerüst. Quintessenz Zahntech*, 2010. 36(2): p. 176-185.
44. P.Pospiech, *Chipping - systemimmanente oder verarbeitungsbedingte Probleme? Quintessenz*, 2010. 61(2): p. 173 - 181.

45. I.Becker, Kein Chipping auf Zirkoniumdioxid. *Quintessenz Zahntech*, 2011. 37(4): p. 510 - 521.
46. J.Tinschert, K.S., G.Natt, P.Latzke, N.Heussen, H. Spiekermann, *Clinical Behavior of Zirconia-Based Fixes Partial Dentures Made of DC-Zirkon: 3-Years Results. International Journal of Prosthodontics*, 2008. 21: p. 217 - 222.
47. MJ.Tholey, M.S., *Haftverbundmechanismen in dentalen Schichtsystemen. Quintessenz Zahntech*, 2007. 33(2): p. 160 - 168.
48. M.Kern, *Neue Techniken ante portas. 10. Keramik-Symposium lässt in die Zukunft blicken. DZZ*, 2011. 66(3): p. 224 - 228.
49. B.Stawarczyk, D.J., I.Becker, J.Fischer, CH Hämmerle, *Einfluss des Gerüstdesigns auf die Bruchlast von ZrO₂-Kronen. Quintessenz Zahntech*, 2008. 34(10): p. 1246 - 1254.
50. M.Rosentritt, D.S., M.Behr, G.Handel, C.Kolbeck, *Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. Journal of Dentistry*, 2009. 37: p. 978 - 983.
51. F.Beuer, J.S., *Sinterverbundkronen: Hightech-Verblendkeramikkkronen im reinen CAD/CAM-Verfahren. Quintessenz Zahntech*, 2009. 35(3): p. 262 - 272.
52. JW.Kim, J.K., MN Janal, Y.Zhang, *Damage maps of veneered zirconia under simulated mastication. Journal of Dental Research*, 2008. 87: p. 1127 - 1132.
53. Z.Zheng, J.L., A.Shinya, JP.Matinlinna, MG.Botelho, A.Shinya *Finite element analysis to compare stress distribution of gold alloy, lithium-disilicate reinforced glass ceramic and zirconia based fixed partial denture. 2012. DOI: 10.1111/j.2041-1626.2012.00167.x.*
54. L.Wehnert, R.R., WB.Freesmeyer, *Untersuchungen zum Verbund von Zirkonia-TZP zu ausgewählten Verblendkeramiken. Quintessenz Zahntech*, 2010. 36(1): p. 36 - 47.
55. R.Danzer, T.L., P.Supancic, R.Damani, *Fracture of Ceramics. Adv Eng Mater*, 2008. 10: p. 275 - 298.
56. MJ.Tholey, N.T., *Das Brennen von dentaler Verblendkeramik. Quintessenz Zahntech*, 2009. 35(8): p. 1018 - 1029.
57. R.Belli, J.C.G., U. Lohbauer, L.N. Baratieri, *Über die Sprödigkeit von Dentalkeramiken - Ursachen für Frakturverluste. Quintessenz*, 2011. 62(1): p. 49 - 61.
58. M.Behr, C.W., M.Schreier, F.Zeman, C.Kobeck, I.Bräuer, M.Rosentritt, *Risk of chipping or facings failure of metal ceramic fixed partial protheses - a retrospective data record analysis. Clin Oral Invest*, 2012. 16: p. 401 - 405.
59. P.E.Murray, A.J.S., L.J.Windsor, I.A.Mjör, *Remaining dentine thickness and human pulp responses. International Endodontic Journal*, 2003. 36(1): p. 33-43.
60. J.M.Whitworth, P.M.M., J.Smith, A.W.G.Walls, J.F.McCabe, *Endodontic complications after plastic restorations in general practice. International Endodontic Journal*, 2005. 38(6): p. 409-416.
61. F.Beuer, J.S., M.Eichberger, *Sinterverbundkronen und -brücken: Neue Wege zur Herstellung von computergefertigtem Zahnersatz. Digital_Dental.News*, 2007. 1: p. 14 - 21.
62. F.Beuer, J.S., M.Eichberger, HF.Kappert, W.Gernet, D.Edelhoff, *High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings - A new fabrication mode for all-ceramic restorations. Dent Mater*, 2009. 25: p. 121 - 128.
63. <http://www.digital-dentistry.de/cad-on-technik/cad-on-technik/hands-on.html>.
64. S.Rinke, C.F., *Indikationsbereiche für transluzente Zirkonoxidkeramikvarianten. Quintessenz*, 2012. 63(7): p. 895 - 905.

65. M.Schmitter, D.M., S.Rues, *Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. J Dent*, 2012. 40: p. 154 - 162.
66. M.Spiegel, *Die CAD-on-Technik, Teil 1. Dent Labor*, 2010. 58: p. 1324 - 1329.
67. R.Watzke, A.P., F.Perkon, *Die CAD-on-Technik, Teil 2. Dent Labor*, 2010. 58: p. 1474 - 1481.
68. D.Tauch, T.A., *Die CAD-on-Technik, Teil 3. Dent Labor*, 2010. 58: p. 1644 - 1651.
69. J.Schweiger, F.B., M.Eichberger, D.Edelhoff, *Digitaler Workflow, Teil 3. Quintessenz Zahntech*, 2011. 37(1): p. 60 - 72.
70. *IPS e.max CAD-on Verarbeitungsanleitung*, 2010, Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Lichtenstein. p. 1-51.
71. R.Rager, F.J., P.I.Wanschka, *Monolithisch gefräste ZrO₂ als Alternative zu NEM im Seitenzahnbereich. Quintessenz Zahntech*, 2011. 37(10): p. 1356-1363.
72. G.Gallant, D.K., *Monolithische Krone - Weiterentwicklung der CAD/CAM - Technologie. Quintessenz Zahntech*, 2011. 37(2): p. 212-218.
73. R.Brommer, I.H., G.Gallant, *Voreingefärbtes Zirkoniumdioxid für monolithische Restaurationen und der bedarfsorientierte CAD/CAM-Prozess. Quintessenz Zahntech*, 2011. 37(4): p. 502 - 508.
74. B.W.Marchack, S.S., C.B.Marchack, S.N.White, *Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. J Prosthet Dent*, 2011. 106(3): p. 145 - 152.
75. B.W.Marchack, Y.F., C.B.Marchack, S.N.White, *Customization of milled zirconia copings for all-ceramic crowns: a clinical report. J Prosthet Dent*, 2008. 99(3): p. 169 - 173.
76. S.Rinke, S.S., K.Lange, N.Gersdorff, M.Roediger, *Practice-based clinical evaluation of metal-ceramic and zirconia molar crowns: 3-year results. Journal of Oral Rehabilitation*, 2013. 40(3): p. 228-237.
77. P.C.Guess, E.A.B., N.R.Silva, P.G.Coelho, V.P.Thompson, *Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. Dent Mater*, 2013. 29(3): p. 307-316.
78. B.E.Pjetursson, I.S., M.Zwahlen, C.H.Hammerle, *A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I. Single crowns. Clin Oral Implants Res*, 2007. 18(3): p. 73 - 85.
79. P.C.Guess, R.A.Z., N.R.F.A.Silva, E.A.Bonfante, P.G.Coelho, V.P.Thompson, *Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Versus Veneered Y-TZP Crowns: Comparison of Failure Modes and Reliability After Fatigue. Int J Prosthodont*, 2010. 23: p. 434 - 442.
80. F.Beuer, M.S., J.F.Gueth, D.Edelhoff, M.Naumann, *In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. Dent Mater*, 2012. 28: p. 449 - 456.
81. Mi-Jin Kim, S.-H.O., Ji-Hwan Kim, Sung-Won Ju, Deog-Gyu Seo, Sang-Ho Jun, Jin-Soo Ahn, Jae-Jun Ryu, *Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. Journal of Dentistry*, 2012. 40: p. 979 - 988.
82. M.Rosentritt, V.P., M.Behr, S.Hahnel, G.Handel, C.Kolbeck, *Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics. Clin Oral Invest*, 2012. 16(3): p. 935 - 943.
83. B.Stawarczyk, M.Ö., F.Schmutz, A.Trottmann, M.Roos, C.H.F.Hämmerle, *Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. Acta Odontologica Scandinavica*, 2013. 71: p. 102 - 112.

84. L.Kontos, C.S., J.Geis-Gerstorfer, *Influence of surface treatment on wear of solid zirconia. Acta Odontologica Scandinavica*, 2013. 71: p. 482-487.
85. J.Geis-Gerstorfer, C.S., *Influence of surface treatment on wear of solid zirconia (Lava). J Dent Res*, 2011. 90. (Spec Iss A) Abstract 3056.
86. S.D.Heintze, *How to qualify and validate wear simulation devices and methods. Dent Mater*, 2006. 22: p. 712-734.
87. P.Lambrechts, E.D., K.V.Landuyt, M.Peumans, B.V.Meerbeek, *How to simulate wear? Overview of existing methods. Dent Mater*, 2006. 22(8): p. 693-701.
88. A.Mehl, W.G., K.H.Kunzelmann, R.Hickel, *A new optical 3-D device for the detection of wear. J Dent Res*, 1997. 76(11): p. 1799-1807.
89. V.Fehmer, I.S., P.Müller, C.H.F.Hämmerle, *Kriterien für die Auswahl rekonstruktiver Materialien. Quintessenz*, 2011. 62(5): p. 637-644.
90. V.Fehmer, C.H.F.H., I.Sailer, *Kronen: Vollkeramik versus Metallkeramik. Quintessenz*, 2012. 63(12): p. 1579-1585.
91. M.J.Heffernen, S.A.A., A.M.Diaz-Arnold, D.R. Haselton, C.M. Stanford, M.A. Vargas, *Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. J Prosthet Dent*, 2002. 88(1): p. 10-15.
92. M.J.Heffernen, S.A.A., A.M.Diaz-Arnold, D.R. Haselton, C.M. Stanford, M.A. Vargas, *Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. J Prosthet Dent*, 2002. 88(1): p. 4-9.
93. O.Ozturk, B.U., A.Usumez, V.Sahin, G.Celik, *The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. The Journal of prosthetic dentistry*, 2008. 100(2): p. 99-106.
94. V.C.Bachhav, M.A.A., *The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of a zirconium oxide based all ceramic system fabricated using CAD/CAM technology. J Adv Prosthodont*, 2011. 3: p. 57-62.
95. A.Dozić, C.J.K., M.Meegdes, J.van der Zel, A.J.Feilzer, *The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. The Journal of prosthetic dentistry*, 2003. 90(6): p. 563-570.
96. A.Dozić, M.T., G.Khashayar, M.Aboushelib, *Color management of porcelain veneers: Influence of dentin and resin cement colors. Quintessence Int.*, 2010. 41(7): p. 567-573.
97. J.R.Kelly, *Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations The Journal of prosthetic dentistry*, 1999. 81(6): p. 652-661.
98. M.N.Aboushelib, N.d.J., C.J.Kleverlaan, A.J.Feilzer, *Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. Dent Mater*, 2007. 23(8): p. 952-959.
99. http://www.zahnwerkstatt.com/html/zirluna_datenblatt.html.
100. http://www.schaal-dental.de/pdf/IPS_emax_Ceram_Dokumentation.pdf. [pdf].
101. <http://www.ivoclarvivadent.de/zoolu-website/media/document/10479/IPS+e-max+ZirCAD>. [pdf].
102. <http://www.ivoclarvivadent.de/zoolu-website/media/document/9794/IPS+e-max+CAD>. [pdf].
103. J.C.Todd, T.V., *IPS e.max CAD-on Wissenschaftliche Dokumentation*, 2011, Ivoclar Vivadent AG. p. 1-43.

104. DJ Fasbinder, J.D., D.Heys, G.Neiva, *A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: A two - year report.* J Am Dent Assoc, 2010. 141: p. 10 - 14.
105. Ya-Ming Chen, R.J.S., K.H.K. Yip, Wei-Jia Sung, *Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials.* Dent Mater, 2008. 24: p. 1506-1511.
106. S.A.Antonson, K.J.A., *Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness.* Int J Prosthodont, 2001. 14(4): p. 316-320.
107. F.Spear, J.H., *Which All-Ceramic System Is Optimal for Anterior Esthetics?* JADA, 2008. 139(4): p. 19-24.
108. S.D.Heintze, A.C., M.Forjanic, G.Zellweger, V.Rousson, *Wear of ceramic and antagonist-A systematic evaluation of influencing factors in vitro.* Dent Mater, 2008. 24: p. 433-449.
109. S.D.Heintze, G.Z., V.Rousson, *Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators-Results of a round robin test.* Dent Mater, 2005. 21: p. 304-317.
110. S.D.Heintze, W.W.B., M.A.Latta, V.Rousson, *Round robin test: Wear of nine dental restorative materials in six different wear simulators – Supplement to the round robin test of 2005.* Dent Mater, 2011. 27(2): p. e1-e9.
111. C. Hannig, K.B., N. Häusler, W.Hoth-Hannig, T. Attin, M.Hannig, *Protective effect of the in situ pellicle on dentin erosion-an ex vivo pilot study.* Archives of Oral Biology, 2007. 52(5): p. 444-449.
112. H.J.Schindler, E.S., W.E.L.Spiess, *Feedback control during mastication of solid food textures - a clinical -experimental study.* The Journal of prosthetic dentistry, 1998. 80(3): p. 330-336.
113. M.Eisenberger, M.A., *Erosion and attrition of human enamel in vitro Part 1: Interaction effects.* Journal of Dentistry, 2002. 30(7-8): p. 341-347.
114. M.Eisenberger, M.A., *Erosion and attrition of human enamel in vitro Part 2: Influence of time and loading.* Journal of Dentistry, 2002. 30(7-8): p. 349-352.
115. V.Turp, B.T., D.Sen, G.Goller, *Evaluation of hardness and fracture toughness, coupled with microstructural analysis, of zirconia ceramics stored in environments with different pH values.* Dent Mater J, 2012. 31(6): p. 891-902.
116. C.Lu, R.W., S.Mao, D.Arola, D.Zhang, *Reduction of load-bearing capacity of all-ceramic crowns due to cement aging.* J Mech Behav Biomed Mater, 2013. 17: p. 56-65.
117. E.Hellwig, J.K., T.Attin, *Einführung in die Zahnerhaltung,* D.Z. Verlag, Editor 2009. p. 435-446.
118. W.H.Mörmann, A.R., H.Lüthy, *Der Einfluss von Präparation und Befestigungsmethode auf die Bruchlast vollkeramischer Computerkronen.* Acta Med Dent Helv, 1998. 3: p. 29-35.
119. M.Guazzato, L.Q., M.Albakry, M.V.Swain, *Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic.* Journal of Dentistry, 2005. 33(1): p. 9-18.
120. M.Oilo, N.R.G., H.M.Tvinnereim, *The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic.* Dent Mater, 2008. 24(4): p. 471-475.
121. A.R.Curtis, A.J.W., G.J.P.Fleming, *The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic.* Journal of Dentistry, 2006. 34(3): p. 195-206.
122. H.Wang, M.N.A., A.J.Feilzer, *Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks.* Dent Mater, 2008. 24(5): p. 633-638.
123. H.Wang, F.X., L.Zhenhua, *Influence of varied surface texture of dentin porcelain on optical properties of porcelain specimens.* The Journal of prosthetic dentistry, 2011. 105(4): p. 242-248.

124. X.P.Luo, L.Z., *Effect of Veneering Techniques on Color and Translucency of Y-TZP. Journal of Prosthodontics*, 2010. 19(6): p. 465-470.
125. B.Bagis, S.T., *Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. Journal of Dentistry*, 2013. 41(3): p. e24-e30.
126. N.Kumagai, H.H., M.D.Finkelman, S.Ishikawa-Nagai, *The effect of translucency of Y-TZP based all-ceramic crowns fabricated with different substructure designs. Journal of Dentistry*, 2013. 41(3): p. e87-e92.
127. G.Mitov, S.D.H., S.Walz, K.Woll, F.Muecklich, P.Pospiech, *Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures. Dent Mater*, 2012. 28(8): p. 909-918.
128. M-J.Kim, S.-H.O., J-H.Kim, S-W.Ju, D-G.Seo, S-H.Jun, J-S.Ahn, J-JRyu, *Wear evaluation of human enamel opposing different Y-TZP ental ceramics and other porcelains. Journal of Dentistry*, 2012. 40(11): p. 979-988.
129. V.Preis, M.B., C.Kolbeck, S.Hahnel, G.Handel, M.Rosentritt, *Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. Dent Mater*, 2011. 27(8): p. 796-804.
130. K.Eichner, *Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. Dtsch Zahnärztl Z*, 1963. 18: p. 915-924.
131. C.H.Gibbs, P.E.M., H.C.Lundeen, K.Brehnan, E.K.Walsh, W.B.Holbrook, *Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. The Journal of prosthetic dentistry*, 1981. 46(4): p. 443-449.
132. C.H.Gibbs, P.E.M., A.Mauderli, H.C.Lundeen, E.K.Walsh, *Limits of human bite strength The Journal of prosthetic dentistry*, 1986. 56(2): p. 226-229.
133. E.Helkimo, G.C., M.Helkimo, *Bite force and state of dentition. Acta Odontologica Scandinavica*, 1977. 35(6): p. 297-303.
134. A.Waltimo, M.K., *A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. Scand J Dent Res*, 1993. 101(3): p. 171-175.
135. A.H.Howell, F.B., *Vertical forces used during chewing of food. J Dent Res*, 1950. 29(2): p. 133-136.
136. K.H.Körber, K.L., *Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. Dental Labor*, 1983. 31: p. 55-60.
137. H.Schwickerath, *Dauerfestigkeit von Keramik. Dtsch Zahnärztl Z*, 1986. 41: p. 264-266.
138. S.Omori, W.K., K.Yoshida, H.Miura, *Effect of thickness of zirconia-ceramic crown frameworks on strength and fracture pattern. Dent Mater J*, 2013. 32(1): p. 189-194.
139. G.Göstemeyer, M.J., M.P.Dittmer, F.W.Bach, M.Stiesch, P.Kohorst, *Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. Acta Biomaterialia*, 2010. 6(12): p. 4532-4538.
140. S.Schwarz, C.S., A.Hassel, W.Bömicke, P.Rammelsberg, *Survival and Chipping of Zirconia-Based and Metal-Ceramic Implant-Supported Single Crowns. Clin Implant Dent Relat Res*, 2012. 14(1): p. 119-125.

Eidesstattliche Versicherung

Absmaier, Florian

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

**In-vitro-Untersuchung zu Zirkonoxidkronen
mit reduzierter Schichtstärke**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 11.08.2014

Ort, Datum

Unterschrift Doktorand